

表 3-4 ICRP 動告 組織加重係数 ( $W_t$ )

組織・臓器	ICRP103 (2007年)	
	組織加重係数	
生殖腺	0.08	
赤色骨髓, 細胞, 肺, 胃, 乳房	0.12	
甲状腺, 肝臓, 食道, 膀胱	0.04	
骨表面, 皮膚, 呼吸器, 脳	0.01	
残りの組織, 臓器	0.12	
係数合計	1	

ICRP, Publication 103: The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, Ann. ICRP 37 (2-4) (2007) p.32, [47]より表 3 を一部改変して引用した。

### 3-5-4. 防護量と実用量

等価線量 [ $\text{Sv}$ ] や実効線量 [ $\text{Sv}$ ] は、「防護量」として人体の放射線防護のために定義されており、そのため、吸収線量 [ $\text{Gy}$ ] のような物理量とは異なり、測定器によって測定することができない。防護量は、ICRPによって示されたボクセルファントムを用いて、各種機器・組織の吸収線量を計算によって評価したもののがベースとなっている。

それに対して、「実用量」は放射線防護の管理に必要な測定量として定義されている線量概念である。外被ばくなどの調査のために人体への被ばく線量の測定と評価を行いう際、実用的に測定できる量として用いられている実用量の測定には、エリアモニタリングと個人モニタリングがある。それらの測定に用いられるファントムには、組織等価物質(密度  $1 \text{ g cm}^{-3}$ )のICRU 組織から成り、その質量組成は酸素 76.2%, 水素 11.19%, 水素 10.1%, 硝素 2.6% が用いられ、エリアモニタリング(周辺線量当量:  $H^*(d)$  と方向性線量当量:  $H^*(d,a)$ )には ICRU 球(直径 30 cm), 個人モニタリング(個人線量当量:  $H_p(d)$ )には ICRU スラブファントム (30 30 15 cm) が用いられている。実用量の分類としてエリアモニタリングと個人モニタリングを表 3-5 に示す。

表 3-5 実用量の分類 エリアモニタリングと個人モニタリングについて

	エリアモニタリング	個人モニタリング
実効線量の管理	周辺線量当量 $H^*(d)$	個人線量当量 $H_p(d)$
皮膚, 护消部, 眼の水晶体の線量の管理	方向性線量当量 $H^*(d,a)$	個人線量当量 $H_p(0.07)$
ICRP, Publication 103: The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, Ann. ICRP 37 (2-4) (2007) p.245, [47]より表 B.5 を一部改変して引用した。		

ICRU は、周辺線量当量  $H^*(d)$  と方向性線量当量  $H^*(d,a)$  のために、放射線場の整列と拡張の概念を導入した。拡張場は、フルエンスとその方向分布およびエネルギー分布が、着目する全体にわたりて基準点における実際の場と同じ値をもつ仮想的な場として定義される。拡張・整列放射線場は、フルエンスとそのエネルギー分布が拡張場と同じであるがフルエンスが單一方向である仮想的な場である[63]。

エリアモニタリングである周辺線量当量  $H^*(10)$  は、実効線量を評価するための実用量として定義されている。放射線場のある一点における周辺線量当量は、その点での整列・拡張場を考えて ICRU 球を置いた場合、整列場の方向に対向する半径上の深さ  $d$  の線量である。周辺線量に、推奨される  $d$  の値は 10 mm である。また、方向性線量当量  $H^*(d,a)$  は、皮膚  $H^*(0.07,a)$  や眼の水晶体  $H^*(3,a)$  の等価線量を評価するための実用量として定義されている。方向性線量当量の場合、放射線の入射方向は実際の場と同じになり、拡張場だけを考える。この拡張場に ICRU 球を置き、ICRU 球に対する方向によって決まる半径上の深さ  $d$  の点における線量が、方向性線量当量  $H^*(d,a)$  である(図 3-2)。方向性線量当量に推奨される  $d$  の値は、皮膚および手足には 0.07 mm、眼の水晶体には 3 mm が勧告されている。

なお実用量は、防護量に対して安全側で評価されるよう、防護量より少し大きめの近似値が算出される。図3-3に、物理量、防護量および実用量の関係を示す。

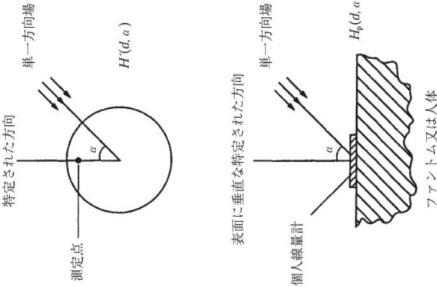


図3-2 方向性線量当量： $H^*(d, a)$ に対する角度  $a$  の定義  
ICRP, ICRP Publication 74: Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation, Elsevier Health Sciences 1996., p.20, [63]より図4を和訳し引用した

個人モニタリングには線量当量  $H_p(d)$  の区分があり、皮膚表面からの深さ  $d$  [mm]によって  $H_p(0.07)$ ,  $H_p(3)$ ,  $H_p(10)$  となっていて、 $H_p(0.07)$  は皮膚の基底層、 $H_p(3)$  は眼の水晶体、 $H_p(10)$  はその他のすべてを対象としている。以前は 3 種類の線量当量すべてを測定することとなっていたが、2001 年の改正法令（電離則）施行により  $H_p(0.07)$  と  $H_p(10)$  のみの測定となつた。これは、事实上  $H_p(3)$  が他の二者を超えたため、眼の水晶体の等価線量には、いざれいか大き一方の値（安全評価側）を採用する。水晶体等価線量は、個人被ばく線量計を基本部位の 1ヶ所のみに装着している場合、その線量計の測定値から算定されるが、個人線量計を頭部および頸部にも装着している場合は、頸部に装着した個人被ばく線量計の測定値から算定されるが、眼の水晶体線量を過小評価していることが報告されており[16, 18]、放射線診療の検査種類によって線量が大きく異なることも報告されている[14, 21]。手指などの「その他」の部位は、基本的に（中性子線被ばくがない限り）皮膚の  $H_p(0.07)$  のみを測定する。

また、法令改正に伴い眼の年間の眼の水晶体等価線量限度が 150 mSv から 20 mSv に大幅に引き下げられ、より正確な眼の水晶体等価線量評価が求められている。特に、眼の水晶体に高線量の被ばくが予測される場合、放射線防護眼鏡の内外の線量を評価することが望ましいと考え、本研究では、眼の近傍に線量計を配置し、眼の水晶体の線量当量である  $H_p(3)$  を用いて評価を行った。



図3-3 物理量、防護量および実用量の関係、出典：環境省、放射線による健康影響等に関する統一的な基礎資料（平成28年度版）、第2章 放射線による被ばくカタログ、Available from URL: <https://www.env.go.jp/chemu/hmih28kisoshiryoh28kiso-02-03-07.html>  
(2020年8月9日確認)

3-5-5. 外部被ばくによる実効線量  
医療從事者が放射線管理区域に立ち入る際には、外部被ばく線量を測定するために個人被ばく線量計を装着しなければならず、その装着個数は從事する業務状況によって異なる。人体の各部位が均等に被ばく（均等被ばく）するような条件下で業務を行う場合には、基本部位（男性は胸部、女性は腹部）の1ヶ所に個人被ばく線量計を装着する[61, 62]。不均等被ばくが考慮されるべき場合には、体幹部を「頭部および頸部」、「腹部および上腕部」、「腹部および大腿部」、「その他の4つに分け、基本部位より多く被ばくする部位にも個人被ばく線量計を装着しなければならない[61, 62]。さらに、手指など「その他」の部位が多く被ばくする放射線診療では、手指にも線量計を装着する場合がある。

実効線量の計算には、 $H_E(10)$ のみが用いられる。過去の法令ではICRP 1977年勧告の組織加重係数を元にした実効線量当量の計算式が示されていたが、ICRP の1990年勧告を受け、2001年の改正法令により組織加重係数が変更された。そのため不均等被ばくによる影響が小さくなつたとして実効線量の計算式は放射線障害防止法令に明示されず、「適切な方法による」という表現になった。しかし、科学技術庁の通知には1999年4月の放射線審議会基本部会が示した式（3）が参考として掲載されており、事実上この式が現在の計算式となつている。

$$H_{EE} = 0.08H_a + 0.44H_b + 0.45H_c + 0.03H_m \quad \dots \quad (3)$$

$H_{EE}$ ：外部被曝による実効線量当量

$H_a$ ：頭頸部における $H_p(10)$

$H_b$ ：胸部および上腕部における $H_p(10)$

$H_c$ ：腹部および大腿部における $H_p(10)$

$H_m$ ：頭頸部、胸部・上腕部および腹部・大腿部のうち外部が被ばくによる線量当量が最大となるおそれのある部分における $H_p(10)$

なお、「体幹部の基本部位」と「頭部および頸部」のみに個人線量計を装着している場合には、 $H_a = H_m$ ,  $H_b = H_c$ となるので、式（4）のように変換できる。

$$H_E = 0.11H_a + 0.89H_b \quad \dots \quad (4)$$

### 3-6. 医療分野における放射線機器について

医療分野では、放射線を用いた多くの医療機器が病気の診断や治療に利用されている。診断X線装置、X線CT装置、血管造影装置、透視装置、放射線治療装置、核医学装置、結石破碎装置などである。そのため、それぞれの装置の原理と長所、限界をよく知つていなければならぬ。

#### 3-6-1. 血管造影検査・IVR (Interventional Radiology)

血管造影検査は、カテーテルという細い管を動脈や静脈に挿入し、造影剤を用いて血管形態や血流状態をリアルタイムに知ることができる放射線診療の一である。これら的情報を用いて行われるIVRは、開腹手術に比べて低侵襲な治療として実施されている。例えば、腫瘍の栄養血管に対する塞栓術や夾心症によって夾くならなかった冠動脈部位の拡張術、内頸動脈狭窄部位の拡張術などの手技がこれにあたる。血管造影検査は、カテーテル施行（循環器科医・脳神経外科医・放射線科医・心臓血管外科医）、看護師、臨床工学技士、診療放射線技師など様々な医療從事者が協力して実施する。医療從事者が受けける被ばく線量が最も大きい業務として知られており、その線量に関して既に多くの報告がある[14, 18, 19]。

#### 3-6-2. 透視検査

透視検査は、非血管系検査を行う医師（消化器外科医、消化器内科医、整形外科医、放射線科医、泌尿器科医）や看護師、診療放射線技師などが関わる検査で、透視用X線装置を用いて行われる。その手技内容は、消化器系造影検査やミエログラフィ、ERCPなど多岐にわたる。そのため、それぞれの手技内容に合わせた放射線防護を行ふことが必要になる。

透視用X線装置は、大きく分けてオーバーテーブルX線管型装置とアンダーテーブルX線管型装置に分類される。オーバーテーブルX線管型装置は、X線管球と受光部（イメージインテンシファイア（ID）、もしくはフラットベネルディテクタ（FPD））が対向する設計になっており、受光部に対してX線管球が上側に設置されている。それに對し、アンダーテーブルX線管型装置は、受光部に対してX線管球が下側に設置されている。医療從事者の被ばく低減措置を検討する際、X線管球の位置は重要な要素となる。X線管球が患者の下側にあるアンダーテーブルX線管型装置の場合、前方への散乱X線の多くが患者によって遮へいされるため、その手技を行っている医療從事者へ届く放射線量は少なくなる。一方、X線管球が患者の上側にあるオーバーテーブルX線管型装置の場合、後方に散乱したX線を遮へいするものが少ないため、医療從事者は多くの散乱X線にさらされることなる。国内では主にオーバーテーブルX線管型装置が用いられており、

医療従事者の水晶体等直線量が新しい水晶体等直線量限度（20 mSv/年）に迫ることが懸念されているため[14, 20]、特にこの分野における被ばく低減措置は、非常に重要となっている。

### 3-6-3. X線 CT検査

X線 CT検査は、物体を透過したX線の量をデータとして集め、それをコンピュータで処理することによって物体の断面画像（アキシャル画像）を得ることができる検査である。現在、多くの施設で導入されているマルチスライス CT 装置は、1回転で広範囲撮影が行えるため全身撮影を短時間（10 秒程度）で実施できる。また、得られる画像の撮影ライス厚は 0.5 mm と薄く、単純撮影では発見しづらい微小な肺病変や骨折線の観察が可能である。しかし、CT 画像を得るには多くの X 線を照射する必要がある。そこで、患者被ばくを適切にコントロールするために、多くの AEC が搭載されている。AEC は、CT 検査時に撮影する位置決め画像（スカウト像）から X 線透過線量を計算し、撮影する体の大きさに合わせて最適な線量を照射する機構である。この AEC を用いることで、過剩線量や過小線量に悩むことを防ぎ、自動的に最適な品質を得ることが可能となる。

CT 検査時の撮影条件に関しては、日本の診断参考レベルである Japan DRGs を用いて防護の最適化が行われている。しかしながら、CT 検査はその簡便さ故に多く医療施設で実施されており、患者一人当たりの CT 検査数が年々増加していることに起因して、CT 検査による医療被ばくが問題となっている[64]。1-2-1 項で示したように、国内の CT 検査実施件数は世界トップクラスである。日本における医療被ばく線量は、世界平均の 0.6 mSv/年に対して 3.87 mSv/年と 6.5 倍も高く[10]、なかでも X 線 CT 検査による被ばくは、日本の医療被ばくの 59%（2.30/3.87 mSv/年）と高い割合を占めている。

通常、医療従事者が検査室内に留まり CT 検査を行なうことはないが、患者の体動が大きい場合やバックパックマスクを用いた換気が必要な場合には、検査室での介助業を余儀なくされる。CT 検査は 1 回あたりの撮影線量が非常に高く、検査室内は高線量の散乱線場となる。そのため、CT 検査室内で患者介助に携わる医療従事者の被ばく線量の増加が危惧されている。

### 3-7. 確率的影響と組織反応（確定的影響）

放射線の人体への影響は、確率的影響と組織反応（確定的影響）の 2 つに分類される。低線量域における放射線防護は、主に放射線誘発のがんと遺伝性疾患に対する防護である。これらの疾患は、放射線被ばくと関係なくに発生しており、低い線量においても被ばく線量に相關した影響があらわれると考えられているため、しきい値がない確率的影響と呼ばれる。確率的影響は、曝

障として認められるがんと遺伝的影響を含み、DNA 修復時のエラーによる突然変異に起因する現象と考えられている。本来、しきい線量とは影響が現れる最低線量を表すが、ICRP は、約 1% の影響出現頻度をもたらす線量に対応するとしている。そのため、低線量域においても線量に相関して発生頻度の増加が認められるが、重症度は線量の増加に依存せず一定である（しきい値無し直線仮説Linear Non-Threshold : LNT 仮説）。

一方、放射線により増殖を停止した細胞や細胞死がある一定量に達したときに初めて臨床的所見が認められる現象は、組織反応（確定的影響）と呼ばれる。発生する症状は被ばく線量や被ばく部位によって異なるが、白血球減少や脱毛、不好、皮膚の紅斑、内障などがこれに該当する。これらの組織反応（確定的影響）にはしきい線量があり、それを超えると発生確率が増加し、重篤化も高くなる。また、しきい値以上では、線量増大とともに発症の重篤度が増す一方、放射線感受性の差を反映して発症の頻度は S 字型に増し、100%に達する（図 3-4）。遲発性組織反応は、あらゆる臓器および組織が機能するのに重要な血管または結合組織成分の損傷に部分的に依存することがある。そのような損傷は、放射線被ばくから数か月あるいは数年を経て発現する可能性がある。放射線利用にあたっては、被ばく線量をしきい値以下に抑えて組織反応（確定的影響）の発生を防止すること、すなわち放射線防護を行うことが重要である。成人の睾丸、卵巢、水晶体、および骨髓における組織影響のしきい値の推定値を表 3-6 に示す。

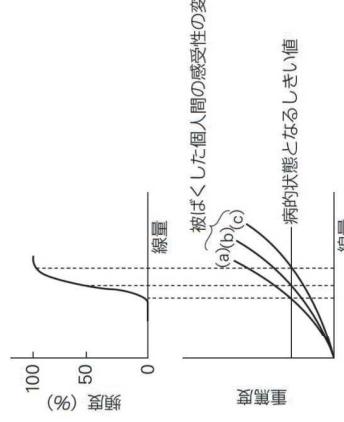


図 3-4 線量と組織反応、確定的影響の頻度及び重篤度との関係  
103; The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection,  
Ann. ICRP 37 (2-4) (2007) pp.217-224. [47]より図 A.3.3 を引用

表 3-6 成人の睾丸、卵巢、水晶体、および骨髓における組織影響のしきい値の推定値

		しきい値	
組織と影響	[Gy]	[Gy]	線量率 [Gy/年]
睾丸 一時的不妊	0.15	—	0.4
水晶体 永久不妊	3.5～6.0	—	2.0
卵巢 不妊	2.5～6.0	6.0	> 0.2
	検出可能な混濁	0.5～2.0	5
水晶体 視力障害	5.0	> 8	> 0.15
(白内障)		—	
骨髓 造血機能低下	0.5	—	> 0.4

ICRP, Publication 41: Nonstochastic effects of ionizing radiation Ann. ICRP 14(3) (1984), p.49, [1]より

り表 6 を一部改変して引用した。

## 3-8. 放射線誘発白内障について

白内障とは、本来透明な水晶体が混濁することで、その発症部位により主に 3 つの型（皮質白内障、核白内障、後囊下白内障）に分類される。加齢白内障は皮質型が最も多く、放射線誘発白内障は後囊下型が最も多いとされている。後囊下白内障は被ばく後の早期から晚期にいたるまで観察されるが、晚期になると皮質白内障が観察される傾向になることが報告されている[65]。放射線誘発白内障は、初期病変である後囊下の多色点状混濁および水晶体にできる水泡（vacuoles）が時間と共に進行し、やがて視機能低下を生じさせる混濁に至ると考えられている。

図 3-5 に水晶体の構造と白内障の発症部位を示す。A は正常な水晶体の構造を、B, C, D は放射線誘発白内障の発症機構に関する仮説を示す。藤道らは、早発性後囊下白内障（B）は「水晶体上皮細胞の過増殖により、細胞が分化して透明になら前に急激に水晶体内部へ押し込まれて」、遅発性後囊下白内障（C）は「損傷細胞がゆっくりと後方に移行するか、生存した組織幹細胞が異常な細胞を生み出して正常に分化できない細胞が増えることによって」、遲発性皮質白内障（D）は「加齢の促進により細胞内  $\text{Ca}^{2+}$  濃度の上昇、酸化ストレスの上昇、クリスタリンの構造変化が起こることによって」発症する可能性を指摘している[65]。

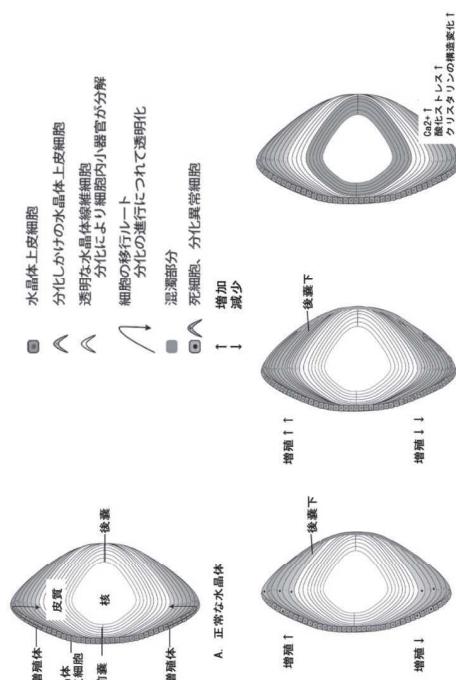


図 3-5 水晶体の構造と白内障の発症に伴う変化、Y. Fujimichi, N. Hamada, T. Kosako, There will be early-and late-onset radiation cataracts that may arise by different pathomechanisms, Holten Butsuri 49 (3) (2014) p.132., [65]より第 1 図を一部改変して引用した。

放射線誘発白内障は、Publication 14 で 3 編の疫学論文[66-68]にもとづいて、しきい値型の線量応答を考慮したしきい線量の概念にもとづいて線量限度が勧告された。Publication 118 が勧告されるまでの放射線防護に関する職業被ばくの水晶体等価線量限度は、Publication 4[11]で勧告された分割・遷延被ばくによる視覚障害性白内障のしきい線量の 8 Gy を医療従事者の作業年数 50 年で除することによって得られた 160 mSv を安全側に見積もり 150 mSv としたものが、1990 年および 2007 年に勧告されている放射線防護に関する職業被ばくの水晶体等価線量限度の根拠になっている[47, 48]。

ICRP が策定した眼の放射線防護基準はすべて「放射線白内障が組織反応であり、しきい値を超えた場合にのみ発生する」との仮定に基づいているが、Publication 92 の中では、放射線白内障のしきい線量が 0.5 Gy 程度である可能性やそもそもしきい線量がなく確率的影響である可能性について触れている[69]。また、Publication 103 では「最近の研究は、眼の水晶体が從来考えられておりよりももっと放射線感受性が高いかもしないことを示唆している。ただし、視力障害に関する眼の放射線感受性についての新しいデータが期待されている」、[47]と述べられている。これは、白内障の発症リスクが Publication 4[11]で推定されたしきい線量より低い値で上昇することが、近年の原爆被爆者[2, 3]や Chernobyl 事故復旧作業員[4], 宇宙飛行士[70, 71], 診療放射線技師[72], 心臓カテーテル IVR 術者[73, 74]等の研究から示唆されたためである。

Publication 118 では、放射線誘発白内障のしきい線量を 0.5 Gy に引き下げ年間水晶体等価線量限度を 20 mSv/年と勧告し[6]、放射線誘発白内障が確率的影響である可能性[5]についても言及した。仮に放射線白内障が確率的影響ならば、現在の法令や勧告で示されている放射線安全基準に不備があることになるので、この違いは重要である。

水晶体上皮細胞の分裂を抑制[75-77]または分裂部分を遮断[78-80]して放射線を照射すると、放射線誘発白内障は形成されない。そのことから、水晶体上皮細胞の増殖が放射線誘発白内障の発症機構において重要であると考えられている。Publication 118[6]の急性被ばくのしきい線量の根拠となつた 2 編の論文[2, 3]において、しきい線量に対する 90%信頼区間もしくは 95%信頼区間の下限値が 0 Gy を含んでいたこと、水晶体混濁は線量とともに直線的に増加する動物実験結果[81]（図 3-6 の実験）から、白内障が確率的影響である可能性が議論された。しかしながら、宇宙飛行士における銀河宇宙線被ばくと後嚢下白内障の大きさに関係があることが報告され、臨床的に水晶体混濁が観察されるのに最小数の損傷細胞が必要なため、低いながらも、しきい値線量の存在が示唆されるので、放射線白内障は組織反応（確率的影響）に分類とする報告がある[70, 71]（図 3-6 の

破線・水晶体細胞の微小混濁の蓄積と融合によって白内障が生じるとした場合に予測される X 線の白内障に対する曲線の形）。

これらの報告から最終的には、白内障は 1 個の損傷細胞に起因して発症する証拠がなく、臨床的に水晶体混濁が観察されるのに最小数の損傷細胞が必要なことから、しきい線量は小さいとしても組織反応であると結論づけられた。しかしながら、放射線白内障は組織反応と確率的影響のどちらの特徴を示すことから、Publication 26 から適用されてきたこれまでの二者撮一的な特組みは明らかに異なるものである。藤道とは、放射線白内障には早発性と遅発性があり、早発性の後嚢下白内障にはしきい線量があり、遅発性の後嚢下白内障と皮質白内障にはしきい線量がない可能性を示唆する報告を行なっている[65]。

そのため、現在まで ICRP が策定した眼の放射線防護基準では、放射線誘発白内障の発生が増加することが懸念されるため、Publication 118 では年間水晶体等価線量限度（20 mSv/年）の遵守はもちろんのこと、防護の最適化に努めなければならぬと勧告されている。つまり、CT 撮影介助者に対する眼の水晶体線量低減対策を講じなければ白内障の発生年齢としては、比較的早期の 40 代から 50 代で放射線誘発と考えられる白内障が発症する可能性が示唆されている。

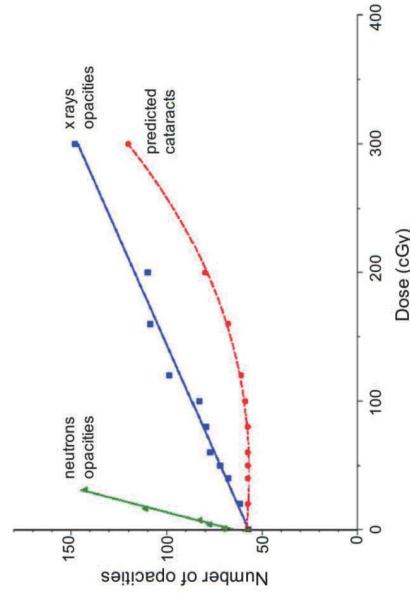


図 3-6 微小水晶体混濁・視覚障害性白内障の線量応答、ICRP, ICRP Statement on Tissue Reactions: Early and Late Effects of Radiation in Normal Tissues and Organs – Threshold Doses for Tissue Reactions in a Radiation Protection Context., Ann. ICRP 41 (1-2) (2012), p122. [6] より Fig 2.8 を引用した。

### 3-9. 労働衛生の3管理

労働安全衛生法は、職場における労働者の安全と健康を確保し、快適な職場環境を作ることを目的とした法律である。同法1条には‘労働基準法と相まって労働者の安全と健康を確保するとともに、快適な職場環境の形成を促進する」と規定されている。労働衛生対策や放射線障害防止を進めためには、事業者の指揮のもと衛生管理者や産業医等を中心とした労働衛生管理体制を確立し、教育に基づく正しい認識による労働衛生の3管理（作業環境管理、作業管理、健康管理）を総合的に実施することが重要である[82]。それには、放射線障害防止の目標や評価、システム監査、マネジメントレビューを組み合わせて、継続的に改善を図る必要がある。

図3-7に労働衛生管理のフローチャートを示す。

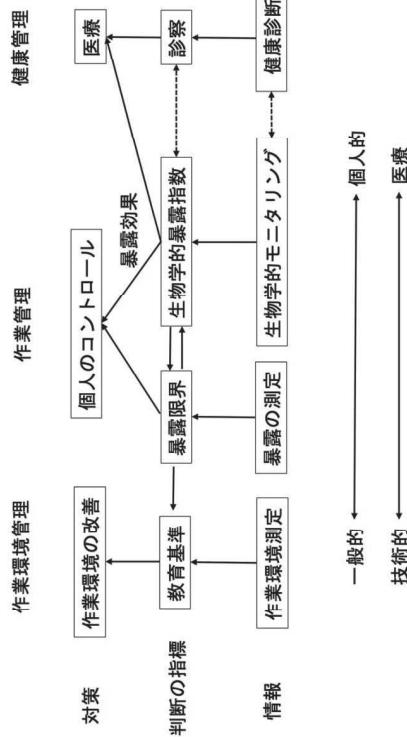


図3-7 労働衛生管理のフローチャート、S. Koshi, A Basic Framework of Working Environment Control for Occupational Health in Japan, Ind. Health 34 (3) (1996) 149-165, [82]よりFig. 1を和訳して引用した。

### 1) 作業環境管理 (Working environment management)

作業環境管理とは、作業場所の物理的環境（温度、湿度、気圧、照度、騒音等）や有害物質（有害ガス、粉じん、有機溶剤等）の気中濃度、放射線量を工学的な方法などによりコントロールすることで、業務に起因する健康障害の発現を防ぐとともに、快適な作業が遂行できるようにすることを示す。

医療施設で放射線を利用する場合、放射線管理区域を設定し、その場所の散乱線を定期的に測定することが労働安全衛生法第65条に定められている。その測定結果に基づいて必要な措置を講じることにより、良好な作業環境を実現、維持し、医療従事者の健康を守ることができる。例えば、CT透視で患者の体格に応じた線量を出力するために自動露出機構を用いる、付加フィルタを使用するなどの行為がこれにあたる。

### 2) 作業管理 (Working management)

作業管理とは、作業時間・作業量・作業方法・作業姿勢等をコントロールして保護具を適切に使用することにより、業務に起因する健康障害を防ぐとともに、快適な作業が遂行できるようになることを示す。作業管理の例として、放射線診療時における放射線防護衣や放射線防護眼鏡の着用、医療従事者の立ち位置や手技の見直し等などの行為がある。

### 3) 健康管理 (Health management)

健康管理とは、労働者の健康状態を一定の方法で継続的に把握することにより、疾病を早期に発見したり、労働による健康影響の評価とその結果に基づく事後措置を実施したりし、労働者の健康保持を図ることを示す。  
電離放射線障害予防規定 第八章 健康診断（第五十六条—第五十九条）では、放射線業務に當時從事する労働者で管理区域に立ち入るものに対して‘雇入れまたは当該業務に配置替えの際および、その後6ヶ月以内ごとに一回、医師による健康診断を定期に実施すること’を義務付けている。その実施項目は、作業の場所、内容、期間、放射線障害の有無、自覚症状の有無、その他放射線による被ばくに関する調査およびその評価、白血球数および白血球百分率の検査、赤血球数の検査および血色素量またはヘマトクリット値の検査、白内障に関する眼の検査、皮膚の検査とされている。これらの検査に加え、産業医や保健師などの専門家の意見を積極的に取り入れて労働者の健康障害を未然に防ぎ、健康増進につながる取組みを行うことで、医療従事者の健康保持を図ることが必要とされている。

### 3-10. 外部被ばく防護の3原則

放射線防護の基本原則は、放射線業務従事者の職業被ばくやその周辺に居住する者の一般公衆の放射線被ばくをできる限り低いレベルに保つことである。そのため、「距離」、「時間」、「遮蔽」から成る外部被ばく防護の3原則が示されている。放射線の強さは放射線源からの距離の2乗に反比例するため、線源からの距離をとることが重要である「距離による防護」。また、被ばく線

量は被ばく時間に比例するため、放射線診療を行いう際は手順の確認や鍼灸によつて作業時間の短縮に努めることが大である「時間による防護」、さらに、放射線源と人体の間に遮蔽体を用いることで放射線量を低減できるため、放射線利用時には放射線防護鏡や放射線防護衣、天吊型放射線防護板などの放射線防護具を用いることが望ましい「遮蔽による防護」。

### 3-1-1-1. 放射線防護衣（作業管理）

X線検査室の外から遠隔操作で撮影や透視を行う場合、医療従事者が被ばくする可能性は少ない、しかし、検査室内にとどまって治療や介助等の作業を行う場合には、X線照射装置から直接X線（X線管より直接照射される放射線）や患者、対応等からの散乱X線（直接X線がコンボトン散乱等によりその方向を変えられたもの）により被ばくするため、以下のような放射線防護具が必要となる。なお、防護具の遮蔽能力は、鉛当量（遮蔽能力を鉛の厚さに換算したもの、單位：mm-Pb）で示される。

#### 3-1-1-1-1. 放射線防護衣（作業管理）

放射線防護衣は、放射線診療やIVRなどの際に胸部、腹部および大腿部を防護するための個人防護具で、0.25-mm-Pb厚相当、0.5-mm-Pb厚相当、0.7-mm-Pb厚相当、1.0-mm-Pb厚相当で、市販されている。

放射線防護衣にはエプロン型とコート型があり（図3-8）、散乱X線状況や作業内容によって使い位置や散乱X線方向を考慮して検査で臨む必要がある、それに對し、(a) コート型は前面、側面、後面のすべてが遮蔽されている、前身頃が二重になることで前面の遮蔽能力は2倍に高まる、その後の分、多くの遮蔽材によって重量が増すので、IVRなど長時間の使用だと身体的負担が大きく、診療行為に対する集中力の低下や腰痛などの原因となる[83]。そこで一般的に、線源に近い作業を行うIVR術者には鉛当量が高く全身を防護できるコート型が用いられ、線源から距離のとれる病室撮影時の診療放射線技師やIVR時に患者介助などを行う看護師にはエプロン型が用いられている。

また、遮蔽材には有鉛のものと無鉛（鉛以外の重金属を使用）のものがあるが、現在は有鉛より30%程度軽くてフィット感に優れている無鉛の遮蔽材が主流となっている。



図3-8 放射線防護衣：

- (a) エプロン型（前面：0.25-mm-Pb厚相当、側面および後面：遮蔽なし）、
- (b) コート型（前面：0.5-mm-Pb厚相当、側面および後面0.25-mm-Pb厚相当）

診断領域のX線エネルギーに対する遮蔽能力を算出した。その結果を表3-7に示す。放射線診断領域のエネルギー（120 kVp程度）では、0.25-mm-Pb厚相当で88%程度の遮蔽効果が算出された。

鉛の厚さ	表3-7 モンテカルロシミュレーションを用いた放射線防護衣の放射線遮蔽率（%）の算出		
	CT検査 (120 kVp)	IVR (67 kVp)	PET検査 ( <sup>18</sup> F:511 keV) ( <sup>18</sup> Flr:604 keV)
0.7 mm	98.5	99.7	85.3
0.5 mm	96.3	98.2	73.1
0.25 mm	87.8	89.1	44.0
			10.3
			6.9
			6.7
			9.2

モンテカルロシミュレーション（Phits Ver.2.88）[84]

### 3-1-1-2. 放射線防護眼鏡 (作業管理)

放射線防護眼鏡は、船含有ガラスまたは船含有アクリルをレンズに使用しており、眼の水晶体線量の低減に効果的である。放射線防護眼鏡は、IVR 術者や ERCP 術者など、放射線診療時に線源から距離をとることのできない医療従事者に広く用いられている個人防護具である。放射線診療時に発生する散乱 X 線は、鏡の正面からだけではなく、側面からも眼の水晶体に入射するため、平たい形状のレンズではなく、側面に回り込んだ形状や鏡面にフィットする形状のレンズが好ましい[85] (図 3-9)。



図 3-9 放射線防護眼鏡：平たい形状のレンズではなく、側面に回り込んだ形状や鏡面にフィットする形状  
(a) プロテックアイウェア (0.75-mm-Pb 厚相当), 株式会社マエダ  
(b) ベノラマシールド (0.07-mm-Pb 厚相当), 株式会社社保科製作所

### 3-1-3. 散乱線防護クロス (作業環境管理)

散乱線防護クロスは、寢台が地面对して平行な場合にオーバーテーブル X 線管型透視装置の X 線管球部分と照射野を覆う防護具で、ERCP や小腸内視鏡・イレウス管留置・消化管システム留置などの診断・治療を X 線透視下で行う際に、寢台の横に立つ医療従事者が受けける散乱 X 線を減少させる(図 3-10)。散乱線防護クロス (0.25-mm-Pb 厚相当) の使用により、照射野から 40 cm 離れた位置での散乱 X 線を約 90% 低減できることが報告されている。

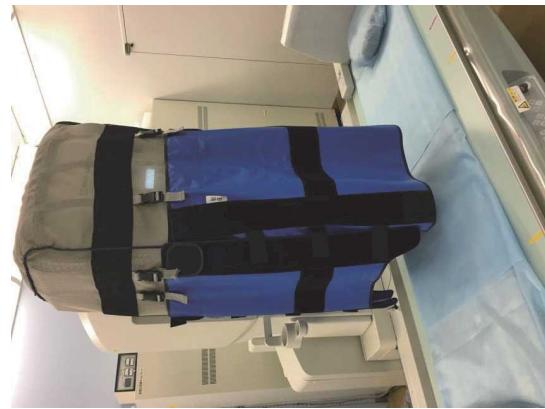


図 3-10 散乱線防護クロス NIP (0.25-mm-Pb 厚相当), 株式会社社保科製作所製

### 3-1-4. 天吊り型防護板 (作業環境管理)

天吊り型防護板 (図 3-11) は、検査室天井に懸架した可変式アームの先に防護板が取り付けられたもので、患者からの散乱 X 線を遮蔽する防護具である。一般的な天吊り型防護板の鉛当量は大きい (0.5-mm-Pb 厚相当) ため、最適な向きや位置に配置すれば高い防護効果が得られ、患者からの散乱 X 線を大幅に減少させることができる。また、不要な場合には天井方向に防護板を退避できるため、作業スペースの確保が容易である。



図 3-11 天吊り型防護板、MAVIG (0.5-mm-Pb 厚相当), MAVIG GmbH 製

### 3-1-5. 放射線防護衝立 (作業環境管理)

防護衝立 (図 3-12) は、患者 (散乱体) と医療従事者との間に設置することにより、散乱 X 緿による被ばくを低減させるための防護具である。主に、患者に直接措置を施さない医療従事者 (看護師、診療放射線技師、臨床工学技士等) が使用する。市販されている放射線防護衝立の遮蔽能力は 0.5 - 3.0-mm-Pb 厚相当で、その遮蔽効果は高い。しかし、重量があり、幅も大きいことから、作業スペースが狭い検査室では使用が困難な場合がある。



図 3-12 放射線防護衝立、XA-K0074 (0.8-mm-Pb 厚相当), クラトレ XA 株式会社製

### 3-1-2. 個人被ばく線量計

医療従事者に対しては、放射線による健康障害の発生を防止するため、常に自身の被ばく線量を測定して把握することが法律で義務づけられている。

個人被ばく線量計は、個人の外部被ばくをモニタリングするための放射線測定器で、パッシブ型とアクティブ型の2種類に分類される。パッシブ型の線量計は、測定後に専用の読み取り装置で指示値を読み取る線量計で、蛍光ガラス線量計（Radiophotoluminescence dosimeter : RPLD）、光刺激光刺激ルミネッセンス線量計（Optically Stimulated Luminescence Dosimeter : OSDL）、熱ルミネッセンス線量計（Thermoluminescent Dosimeter : TLD）などがある。アクティブ型の線量計には、測定値を直読できる電子式個人被ばく線量計や半導体線量計などがある。これらの個人被ばく線量計は、対象となる放射線の種類やエネルギー、作業環境などに応じて使い分けられている。

#### 3-1-2-1. 蛍光ガラス線量計（RPLD）

放射線が照射されたガラスに紫外線を当てるとき、照射された放射線の量に比例したオレンジ色の光を発する。銀活性化リノ酸塩ガラス中の銀イオンの化学変化を利用してこの発光現象は、ラジオフォトルミネッセンス（Radiophotoluminescence : RPL）と呼ばれる。RPLDは、その現象を利用したパッシブ型の線量計である。放射線照射によって素子に蓄えられた線量情報が時間経過や温度などの条件によって消滅していくフェーディング現象が年1%と極めて少ないこと、素子間の均一性が優れていること、読み取りによるデータ消失がないこと、積算線量の測定可能範囲（10 µSv - 10 Sv）が広いこと、400°Cの熱を加えることにより再利用が出来ることなどの特長がある。また、RPLDを使用している個人被ばく線量計は、材質が異なるフィルタを組み合わせることにより、 $\gamma$ 線、X線、 $\beta$ 線などによる  $H_p(10)$ 、 $H_p(0.07)$  が1つのバッジで測定できる。ガラスバッジの外観（図3-13）と内部構造（図3-14）を示す。

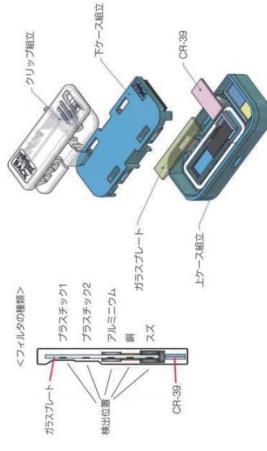


図3-14 蛍光ガラス線量計（ガラスバッジ）の内部構造  
出典：千代田テクノル、ガラスバッジサービス取扱説明書、p.36、Available from URL: [http://www.c-technol.co.jp/monitoring/pdf/pdf\\_all.pdf](http://www.c-technol.co.jp/monitoring/pdf/pdf_all.pdf) (2020年8月9日確認)

また、蛍光ガラス線量計には小型素子システムがあり[86]、ガラス素子（φ1.5×8.5mm）を素子ホルダ（GD-302M: φ2.0×9.5 mm）やSnフィルタ付き素子ホルダ（GD-352M: Snフィルタ: 0.75 mm厚、φ2.8×12.0 mm）に入れて、局所的な被ばく線量を測定することが可能である（図3-15）。ただし、蛍光ガラス線量計（GD-302M）は、入射光子のエネルギーにより感度の依存性があるため、通常の診断領域に使用されるX線エネルギー範囲（15 keV - 100 keV）では、線量計の指示値が3倍以上に増大する[44]（図3-16）。そのため診断X線領域では、測定値を過大評価しないようにSnフィルタ装着タイプ（GD-352M）が用いられている。GD-352Mは、放射線診断領域のX線エネルギー範囲で良好な相対感度を示すが、Snフィルタのない短軸方向から放射線が入射した場合に、感度の方向依存性が報告されている[44]（図3-17）。また、蛍光ガラス線量計小型素子の特徴を表3-8に示す。



図3-15 ガラス素子の外観（左）と素子ホルダーの外観（右）  
出典：千代田テクノル、蛍光ガラス線量計・小型素子システム、Dose Ace 取扱説明資料、表紙、 Available from URL: [http://www.c-technol.co.jp/monitoring/pdf/pdf\\_all.pdf](http://www.c-technol.co.jp/monitoring/pdf/pdf_all.pdf) (2020年8月9日確認)



図3-16 蛍光ガラス線量計（ガラスバッジ）の外観  
出典：ガラスバッジサービス取扱説明書、千代田テクノル、Available from URL: [http://www.c-technol.co.jp/monitoring/pdf/pdf\\_all.pdf](http://www.c-technol.co.jp/monitoring/pdf/pdf_all.pdf) (2020年8月9日確認)

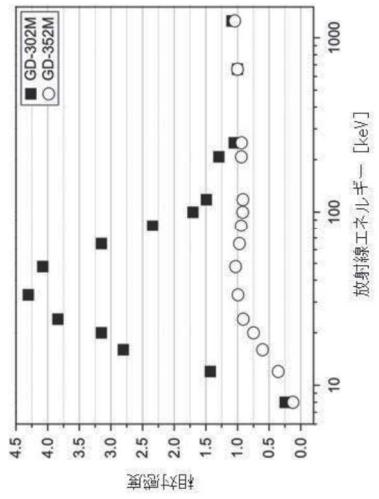


図 3-16 GD-302M と GD-352M の感度のエネルギー依存性。E.H. Silva, Z. Knezevic et al., Energy and Angular Dependence of Radiophotoluminescent Glass Dosimeters for Eye Lens Dosimetry, Radial Prot Dosimetry, Radiat Prot Dosimetry 170 (1-4) (2016) 208-212., [44]より Figure 4 を和訳し[3]に用いた。

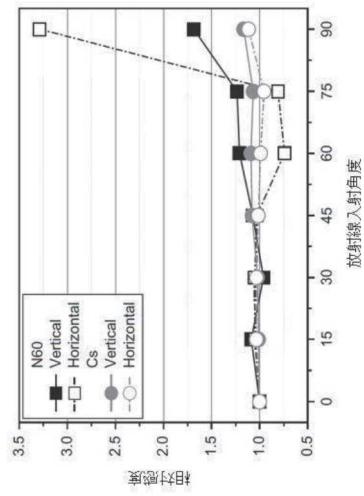


図 3-17 GD-302M と GD-352M の感度の方位依存性。E.H. Silva, Z. Knezevic et al., Energy and Angular Dependence of Radiophotoluminescent Glass Dosimeters for Eye Lens Dosimetry, Radial Prot Dosimetry 170 (1-4) (2016) 208-212., [44]より Figure 5 を和訳し[3]に用いた。

表 3-8 蛍光ガラス線量計小型線量素子の特徴

有効原子番号(密度)	GD-302M		GD-352M	
	(Sn フィルタ 無)	(Sn フィルタ 有)	(Sn フィルタ 無)	(Sn フィルタ 有)
線量計素子の大きさ				
線量計の大きさ	φ2.0 mm 9.5 mm	φ2.8 mm 12.0 mm (Sn フィルタ : 0.75 mm)	0.02 mGy - 25 Gy	0.02 mGy - 25 Gy
線量直線性	0.02 mGy - 25 Gy	0.02 mGy - 25 Gy	0.02 mGy - 25 Gy	0.02 mGy - 25 Gy
エネルギー特性	放射線診断領域 感度の過剩応答 15 - 100 keV (2.5 - 4.2 倍)	放射線診断領域 感度の過剩応答 23 keV 以下 (0.4 - 0.8 倍)	24 keV 以上 (ほぼ 10 倍)	24 keV 以上 (ほぼ 10 倍)
感度の方位依存性	0-85° : 感度良好	0-85° : 感度良好	60-75° : 感度低下 90° : 感度の過剩応答	60-75° : 感度低下 90° : 感度の過剩応答

E.H. Silva, Z. Knezevic et al., Energy and Angular Dependence of Radiophotoluminescent Glass Dosimeters for Eye Lens Dosimetry, Radiat Prot Dosimetry 170 (1-4) (2016) 208-212., [44]より引用した。

### 3-1-2-2. 光刺激ルミネッセンス線量計 (OSLD)

放射線が照射された光刺激ルミネッセンス (Optically Stimulated Luminescence : OSL) に強い光を当てるとき、照射された放射線の量に比例した光を発する。OSLD は、OSL を利用したハシブ型の線量計で、エネルギー直線性 (範囲: 10 keV - 1.25 MeV), 線量直線性 (範囲: 50 μSv - 10 Sv, ±5%以内) ともに良好な特性を有している。また、フェーディングも極めて小さく、繰り返し測定が可能である。銅やアルミニウムのフィルタを用いることで異なったエネルギー特性を持たせることができため、それぞれの組み合わせを評価することによって、 $H_p(10)$ ,  $H_p(3)$ ,  $H_p(0.07)$  を 1 つの個人被ばく線量計で測定できる。

この OSLD を小型改良したのが nanoDot である (図 3-18)。nanoDot は、金属フィルタを持たない小さな線量計 (10 10 2 mm) なので X 線画像に写らないため、従来では線量測定が困難であった場所の線量評価や患者線量評価を可能にした [87]。

3-1-2-4. 電子式個人被ばく線量計  
 電子式個人被ばく線量計は、Si 半導体検出器や小型の GM 計数管を用いた、胸ポケットに着用できるアケティブ型の線量計である(図 3-19)。 $\gamma$ ・X 線による積算線量を常時デジタル表示するタイプが多い、高感度(検出限界は 1  $\mu\text{Sv}$  以下)であるため、きめ細かに被ばく管理ができるが、携帯電話などの強いパルスを発生させるものの近くでは線量を過大評価する恐れがある。前述した 3 種類の線量計(RPLD, OSLD, TLD)と異なり、電源が必要で、主に電池が使用される。積算線量が決まった値に達すると警報音が鳴ると、線量率表示ができるサーゲーメータとして使用できるものがある。

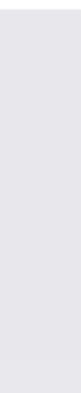


図 3-18 nanoDot (OSLD)  
 出典 : Landauer, nanoDot, Available from URL:  
<https://www.landauer.com/product/nanodot> (2020 年 8 月 9 日確認)

### 3-1-2-3. 热ルミネッセンス線量計 (TLD)

放射線が照射された熱ルミネッセンス (Thermoluminescent : TL) に數百度の熱を加えると、照射された放射線の量に比例した光を発する。TLD は、TL を利用したバッシブ型の線量計で、用いられている線量計素子の蛍光物質 ( $\text{LiF}$ ,  $\text{BeO}$ ,  $\text{Li}_2\text{B}_3\text{O}_5$ ) が人体の軟部組織に近い実効原子番号を持つため、線量測定に適している。しかししながら、一度の線量読み取り作業で線量情報が消失するため、繰り返し線量情報を読み取ることができない。また、フェーディング現象が RPLD や OSLD より大きい。

なお、現在国内で販売されている水晶体線量計には、TLD が用いられている。



図 3-19 半導体線量計  
 出典 : 半導体線量計専用電子ポケット線量計、マイドーズミニ X、株式会社日立製作所、東京、日本。Available from URL:  
<https://www.hitachi.co.jp/products/healthcare/products-support/catalog/radiation/pdf/DM-127B-3R-d29.pdf>  
 (2020 年 10 月 31 日確認)

### 3-1-2-5. 半導体検出器

半導体検出器は、エネルギー分解能が非常に良いため、放射線のエネルギースペクトル測定に用いられている。 $\gamma$  線用の検出器である高純度 Ge 検出器は、心臓核医学検査時に  $\gamma$  カメラとして臨床利用されるが、液体窒素による冷却 (-196°C) が必須で、持ち運ぶことが困難であった。そのため、小型でも検出効率が高く、動作電圧の低い半導体検出器が開発された。電子式個人被ばく線量計に用いられている Si 半導体もその一種で、-40°C 程度から室温で動作する  $\gamma$ ・X 線用化合物

半導体検出器（テルル化カドミウム半導体；CZT）検出器（図 3-20）を用いることで、放射線診療の散乱線エネルギースペクトル測定を可能とした。



図 3-20 CZT 半導体検出器  
出典：CZT 半導体検出器, kromek 社, United Kingdom Available from URL:  
[http://www.nikiglass.co.jp/supplier/radiation/Kromek/catalog\\_GR1.pdf](http://www.nikiglass.co.jp/supplier/radiation/Kromek/catalog_GR1.pdf)  
(2020 年 8 月 9 日確認)

#### 第 4 章 診断 CT 撮影時の医療従事者の水晶体線量実態調査

##### 4-1. 水晶体線量計の開発

###### 4-1-1. 水晶体線量計開発の必要性

最近、進展した疫学調査結果に基づいて眼の水晶体に対する等価線量限度の国際的基準が厳格化され、国内外において新たな基準に対応するための体制作りが議論されている[88-90]。また、医療現場においては、IVR に携わる医療従事者の放射線誘発白内障のリスクが認識されるようになり、水晶体への被ばく対策が注目されている。

職業被ばくにおける眼の水晶体線量モニタリングは、放射線防護衣外側の頭部の近傍に装着された個人被ばく線量計の指示値から実用量 ( $H_p(0.07)$ ) に換算する方法を用いているが、この方法では眼の水晶体線量を過小評価することが報告されており[16, 18]、放射線診療の検査種類によって線量が大きく異なることも報告されている[14, 21]。そのため、水晶体線量を適切に管理するためには、作業内容に応じたモニタリング方法で放射線量を測定することが重要であり、放射線防護眼鏡の内側で線量測定を行うことが好ましいとされている。また、眼の水晶体等価線量については、線量限度等に関する法令を遵守するだけではなく、防護の最適化をも考慮しなければならない[6]。ICRP Publication 75[91]によると、線量モニタリングは医療従事者に安心感を与えるとともに、防護の最適化プログラムを検討する際に役立つデータを提供することもあるとしている。

現在我が国で販売されている線量計のうち、眼の近傍で水晶体線量の測定に用いることができるものは、I-2-5 項で示したように DOSRISTM と VisionTMだけであり、これらは 1 症例ごとの低線量被ばく ( $100 \mu\text{Gy}$  以下) の評価には感度の点から適していない。個別の放射線診療における眼の水晶体被ばくの実態を明らかにするためには、低線量の放射線に対して十分な感度と精度を備え、かつ安価な線量計が不可欠である。

###### 4-1-2. 水晶体線量計の開発経緯

本研究で開発する水晶体線量計は、医療従事者の眼の近傍に装着して線量測定を行うことを目的としているため、手技中に医療従事者の負担や邪魔にならないよう、軽量かつ極小である必要があった。そこで、高感度の蛍光ガラス線量計（GD-352M、千代田テクノル製、東京、日本）を用いることとした。しかし、GD-352M にはエネルギー過剩応答を補償するために低エネルギー光子を吸収する Sn フィルタが付加されており、この Sn フィルタによって感度に方向依存性が生じてしまう[44]。

そのため、GD-352M を地面上に対して縦横 2 方向 L 字型に配置する設計とした。開発初期の水晶体線量計は、3D プリンターを用いて作製した。3D プリンターで広く用いられている光硬化性アクリル樹脂を素材としたため、若干の変形は可能であるものの曲げにはあまり

強くなく、欠けやすいものとなつた。そのため、数多くの測定を行う医療現場での長期的使用には、耐久性の面で不向きであった。また、装着方法として、放射線防護眼鏡にネジで締め付けて締み込み方式（ネジ締め付け方式）を採用したが、ネジの締め具合によって、手技中に放射線防護眼鏡から脱落するケースが発生した。開発初期の設計図を図4-1に示す。

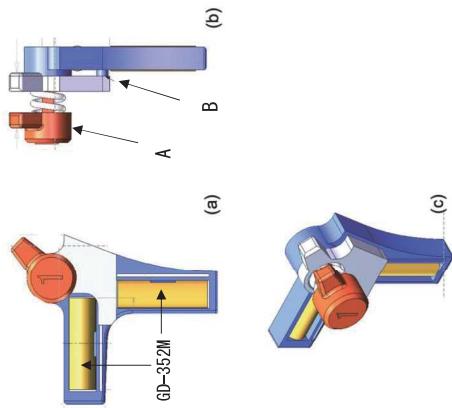


図4-1 開発初期に設計したネジ締め付け方式水晶体線量計  
(a) 水晶体線量計 (正面)、(b) 水晶体線量計 (側面)、(c) 水晶体線量計 (斜め)  
水晶体線量計の重さは9gである。2本のGD-352Mが地面上に対して垂直方向と水平方向に配置されるようL字型に設計した。Bの位置に放射線防護眼鏡のレンズを挟み、ネジAを締め付けて固定する。

次に開発した線量計（図4-2）も3Dプリンターを用いて作製したが、素材を合成樹脂（超高分子量ポリエチレン：U-PE）に変更したことにより、十分な強度を得ることができ、数十回から百回程度の着脱では破損することがなくなった。また、装着方法にはクリップで取り付ける方法（クリップ方式）を採用し、安定した着脱を行うことが可能になつた。しかしながら、手技中に線量計の位置ずれが発生し、測定誤差の要因となつた。

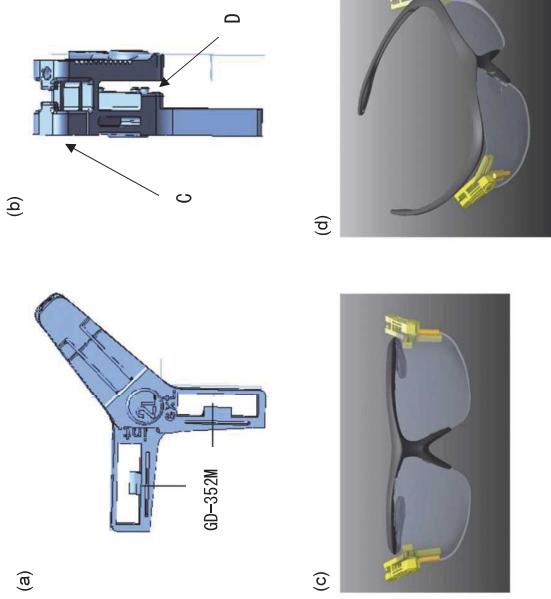


図4-2 クリップ方式水晶体線量計  
(a) 水晶体線量計 (正面)、(b) 水晶体線量計 (側面)、(c) 放射線防護眼鏡に装着した水晶体線量計 (正面)、(d) 放射線防護眼鏡に装着した水晶体線量計 (斜め) Dの位置に放射線防護眼鏡のレンズを挟み、クリップCで固定するようにした。

そのため最終的に、薄い灰色の合成樹脂（ポリフェニレンサルファイド樹脂：PPS）を素材とし、クリップ方式を採用した。また、内抜き等の手法で可能な限り軽量化を行い、重さは約8gとなつた（図4-3）。L字に設置した2本のGD-352Mに感度の方向依存性の影響は現れなかつた。感度の方向依存性の影響を受けないことが明らかになつたため、図4-3のように設計を変更した。これにより、放射線レンズの外側Eと内側Fの線量を同時に測定できるように入射計を設置した。さらに、測定誤差の要因であった使用時のズレを防ぐために、留め具を設置した（図4-3(c)）。なお、開発した水晶体線量計は、特許出願済みである（特開：P2020-24179A）。

#### 4-2. 調査方法

##### 4-2-1. 被ばく線量の測定対象

2017年4月から2018年5月に産業医科大学病院で実施された98症例の診断CT撮影（表4-1, 表4-2）において、患者介助を行った医療従事者（集中治療医6名、小児科医2名、診療放射線技師3名）の眼の水晶体線量  $H_p(3)$  を測定した。なお、測定対象者は全員、法令で規定された放射線に関する教育訓練講習会を受講し、当院で放射線業務従事者として登録されている。

表4-1 診断CT撮影の撮影部位と患者基本情報 (n = 98)

CT撮影部位	n	年齢		体重 [kg] Mean ± S.D.
		Mean ± S.D.	Mean ± S.D.	
頭部	41	48.9 ± 32.4	36.4 ± 25.3	
頭部、頸部	3	78.3 ± 1.9	54.4 ± 1.9	
胸部	5	33.6 ± 25.6	46.4 ± 22.6	
胸部、腹部	22	70.5 ± 15.1	56.5 ± 9.4	
腹部	4	55.5 ± 33.0	55.5 ± 16.8	
頭部、胸部	4	57.0 ± 16.5	62.2 ± 11.0	
頭部、胸部、腹部	14	63.9 ± 21.1	60.5 ± 7.8	
CTA	5	69.8 ± 14.3	63.7 ± 6.6	

CTA : computed tomography angiography

S.D. : standard deviation

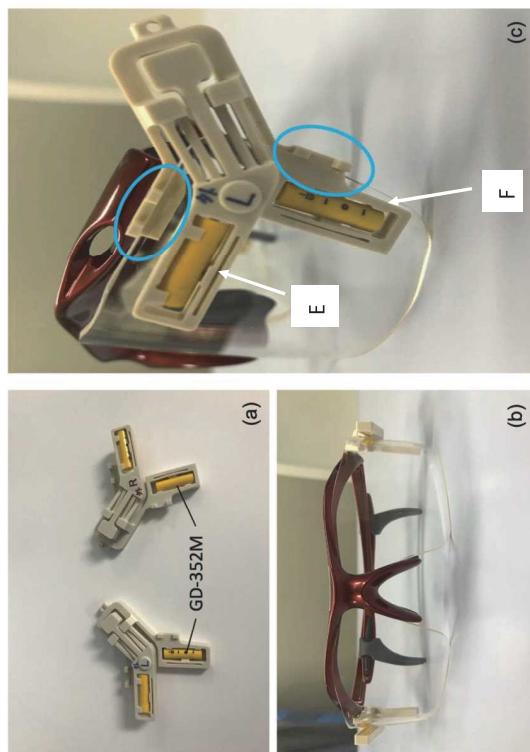


図4-3 最終的に開封した水晶体線量計  
(a) 水晶体線量計、(b) 装着の様子(正面)、(c) 装着の様子(側面) 青丸は線量計のズレを防止するために設置した留め具を示す

表 4-2 診断 CT撮影の撮影部位と患者基本情報、CT線量情報、眼の水晶体線量  $H_p$ (3) (n=98)

No	性別	年齢	体重 [kg]	CT撮影部位	職種	介助内容	CTDI <sub>vol</sub> [mGy]	DLP [mGy·cm]	水晶体線量 $H_p$ (3)外側 [mSv/検査]	水晶体線量 $H_p$ (3)内側 [mSv/検査]
1*	男性	45	69.4	頭部、胸部～腹部	ICU	アンビューチ	59.08	2776.1	0.61	0.31
2*	男性	64	71.9	頭部	RT	観察	74.10	1633.2	0.37	0.18
3*	男性	5	15.6	頭部	RT	観察	41.30	624.2	0.18	0.12
4*	女性	3	27.5	腹部～骨盤	RT	観察	45.30	18.1	0.07	0.07
5*	男性	1	9.5	頭部	RT	観察	27.30	798.7	0.22	0.13
6*	男性	80	71.0	CTA	ICU	アンビューチ	89.10	4824.6	2.49	1.05
7*	女性	86	48.1	頭部	RT	頭部固定	84.50	1976.4	0.28	0.13
8*	男性	80	71.0	腹部～骨盤	ICU	アンビューチ	27.00	1462.8	0.56	0.32
9*	女性	15	50.0	頭部、胸部～腹部	RT	頭部固定	100.00	2543.8	1.64	0.65
10*	男性	87	61.1	頭部	ICU	アンビューチ	59.28	895.2	0.14	0.08
11*	男性	80	71.0	胸部～骨盤	ICU	アンビューチ	22.50	1687.4	0.62	0.30
12*	男性	52	65.5	腹部～骨盤	ICU	観察	11.90	1424.8	0.12	0.09
13*	男性	9	19.4	頭部	PD	頭部固定	40.10	1063.4	1.05	0.46
14*	男性	52	65.5	頭部、胸部～腹部	ICU	アンビューチ	44.40	2897.5	0.54	0.31
15*	女性	36	54.1	頭部	ICU	アンビューチ	10.60	504.8	0.26	0.10
16*	男性	92	56.8	頭部、胸部～腹部	ICU	アンビューチ	53.00	2628.0	0.50	0.23
17*	女性	79	59.0	CTA	ICU	アンビューチ	119.90	4772.1	1.13	0.54
18*	男性	9	19.7	頭部	ICU	観察	40.10	715.2	0.15	0.07
19*	女性	55	56.6	頭部	ICU	アンビューチ	56.40	1242.8	0.17	0.09
20*	男性	0	10.3	頭部	RT	観察	26.50	706.6	0.10	0.05
21*	男性	56	54.4	腹部～骨盤	ICU	アンビューチ	20.10	1238.4	0.57	0.26
22*	男性	0	6.9	頭部	ICU	観察	26.00	652.1	0.31	0.13
23*	女性	40	52.8	頭部、胸部～腹部	ICU	アンビューチ	8.80	377.0	0.21	0.11
24*	男性	78	68.8	頭部、胸部～腹部	ICU	アンビューチ	61.10	3409.4	0.66	0.29
25*	女性	78	38.4	頭部	RT	頭部固定	78.00	1625.5	0.41	0.17
26*	男性	81	57.1	頭部～頸部	ICU	アンビューチ	86.60	3556.4	0.64	0.29
27*	男性	76	51.1	頭部	ICU	アンビューチ	52.90	1297.9	0.28	0.15
28*	男性	76	51.1	頭部	ICU	アンビューチ	55.70	1254.9	0.20	0.11
29*	男性	0	8.8	頭部	ICU	頭部固定	42.50	855.7	1.18	0.39
30*	女性	0	7.1	頭部	ICU	頭部固定	26.80	428.5	0.30	0.15
31*	女性	83	40.5	腹部～骨盤	ICU	アンビューチ	40.60	1995.1	0.57	0.35
32*	女性	66	43.8	頭部	RT	頭部固定	36.40	862.9	0.36	0.16
33*	男性	63	45.4	腹部～骨盤	ICU	アンビューチ	12.80	988.8	0.32	0.12
34*	男性	52	69.3	腹部～骨盤	ICU	観察	85.90	3524.1	1.46	0.50
35*	女性	63	49.6	頭部	ICU	アンビューチ	36.40	1751.1	0.21	0.10
36*	女性	32	46.5	頭部、胸部	ICU	アンビューチ	44.00	1445.0	0.39	0.19
37*	女性	0	2.4	頭部	PD	頭部固定	15.10	181.8	0.22	0.12
38*	男性	86	56.8	腹部～骨盤	ICU	アンビューチ	28.70	1958.2	0.43	0.21
39*	男性	67	58.0	腹部～骨盤	ICU	アンビューチ	16.00	1535.5	0.51	0.24
40*	女性	0	2.6	頭部	PD	頭部固定	14.90	291.6	0.29	0.14

41*	女性	0	3.0		胸部	PD	観察		2.20	26.9
42*	男性	66	48.1		胸部～骨盤	ICU	アンビューチ	13.70	1030.3	0.79
43*	男性	67	60.8		胸部	ICU	アンビューチ	17.70	1545.5	1.03
44*	女性	70	58.0		CTA	ICU	アンビューチ	36.30	2374.2	0.14
45*	女性	81	44.9		胸部～骨盤	ICU	アンビューチ	14.90	900.0	0.36
46*	女性	81	45.9		胸部～骨盤	ICU	アンビューチ	64.50	1698.5	0.66
47*	女性	60	63.1		胸部～骨盤	ICU	アンビューチ	19.60	1648.2	0.60
48*	男性	58	62.9		頭部	ICU	アンビューチ	53.05	801.1	0.25
49*	女性	81	47.4		胸部～骨盤	ICU	アンビューチ	23.10	1307.8	0.52
50*	男性	85	51.0		頭部	RT	頭部固定	60.00	1424.0	0.91
51*	男性	55	66.2		頭部	ICU	アンビューチ	59.80	1317.1	0.36
52*	女性	83	42.0		頭部	ICU	アンビューチ	13.00	620.6	0.20
53*	男性	58	72.6		頭部	ICU	アンビューチ	51.00	1125.4	0.31
54*	女性	1	7.7		頭部	RT	頭部固定	20.70	3286.7	1.11
55*	女性	55	49.7		頭部	ICU	アンビューチ	51.50	1864.7	0.27
56*	男性	10	48.0		頭部	ICU	アンビューチ	63.60	2059.2	0.50
57*	男性	75	59.8		頭部～骨盤	ICU	アンビューチ	63.30	280.4	0.12
58*	男性	68	67.8		頭部	ICU	アンビューチ	58.90	1300.0	0.25
59*	男性	75	58.5		頭部	ICU	アンビューチ	62.77	2274.4	1.91
60*	男性	68	67.8		頭部～骨盤	ICU	アンビューチ	23.40	1422.8	0.36
61*	男性	76	72.0		頭部	ICU	アンビューチ	66.60	56.78	0.29
62*	男性	87	58.0		頭部	ICU	アンビューチ	71.20	2032.4	0.16
63*	男性	87	58.0		頭部	ICU	アンビューチ	54.80	3812.4	0.46
64*	女性	85	35.9		頭部	ICU	アンビューチ	17.10	1285.3	0.23
65*	男性	77	53.0		頭部～頸部	ICU	アンビューチ	87.90	3782.8	0.71
66*	女性	78	58.0		頭部	ICU	アンビューチ	16.60	1243.2	0.52
67*	女性	75	54.0		頭部	RT	観察	57.44	867.3	0.21
68*	男性	77	53.1		頭部～骨盤	ICU	アンビューチ	10.90	65.6	0.12
69*	男性	77	53.1		頭部～骨盤	ICU	アンビューチ	19.00	1314.2	0.32
70*	女性	49	70.9		頭部	RT	頭部固定	21.70	1747.3	0.25
71*	男性	3	16.0		頭部	ICU	アンビューチ	19.10	1814.9	0.69
72*	女性	73	54.8		頭部～骨盤	ICU	アンビューチ	46.32	1576.4	0.72
73*	女性	69	67.6		頭部～骨盤	ICU	アンビューチ	15.70	1186.7	0.38
74*	女性	69	66.6		頭部～骨盤	ICU	アンビューチ	24.00	1910.0	0.68
75*	女性	73	54.8		頭部～骨盤	ICU	アンビューチ	31.40	790.0	0.37
76*	男性	87	71.5		頭部	ICU	アンビューチ	12.20	953.1	0.18
77*	男性	87	71.5		頭部	ICU	アンビューチ	18.40	1511.6	0.26
78*	女性	22	36.0		頭部	RT	頭部固定	19.00	1149.8	0.44
79*	男性	77	46.0		頭部～骨盤	ICU	アンビューチ	74.80	1722.3	0.19
80*	男性	19	63.6		頭部～骨盤	ICU	アンビューチ	75.20	2414.8	0.22
81*	男性	9	32.0		頭部	ICU	アンビューチ	62.30	1529.5	0.14

85*	女性	44	57.9	頭部	ICU アンピューテーション	56.01	1053.0	0.18
86*	男性	71	78.3	頭部	ICU アンピューテーション	81.10	1748.5	0.38
87*	男性	75	61.3	頭部, 胸部～腹部	ICU アンピューテーション	61.40	2689.7	0.53
88*	男性	71	78.3	頭部	ICU アンピューテーション	74.20	1709.2	0.30
89*	女性	84	54.3	頭部, 胸部～腹部	ICU アンピューテーション	70.03	2473.8	0.55
90*	女性	49	50.4	頭部, 胸部～腹部	ICU アンピューテーション	62.02	2527.6	0.90
91*	男性	65	68.4	頭部, 胸部～腹部	ICU アンピューテーション	54.90	2866.0	0.84
92	女性	77	70.9	頭部	RT 頭部固定	46.70	958.5	0.60
93	女性	53	54.8	頭部	RT 頭部固定	44.20	893.0	0.68
94	男性	73	58.0	頭部	RT 頭部固定	48.14	726.9	0.64
95	男性	87	61.3	頭部	RT 頭部固定	45.40	933.5	0.59
96	男性	87	71.5	頭部	ICU アンピューテーション	64.20	1480.2	0.46
97	女性	71	42.0	頭部	ICU アンピューテーション	52.50	1263.0	0.34
98	男性	42	72.6	CTA	RT 觀察	80.70	4676.4	1.11
								0.50

ICU : intensive care unit (集中治療医療)

PD : pediatrician (小児科医師)

RT : radiological technologist (診療放射線技師)

CTA : computed tomography angiography  
＊Nagamoto Keisuke, Moritake Takashi, et al., Occupational radiation dose to the lens of the eye of medical staff who assist in diagnostic CT scans. Helios 7: e06063 (2021). [92]に掲載された症例 (n = 91)

#### 4-2-2. CT撮影方法とCT線量指標

320列マルチスライスCT装置(Aquilion ONE, キヤノンメディカルシステムズ株式会社製、柄木、日本)と80列マルチスライスCT装置(Aquilion PRIME, キヤノンメディカルシステムズ株式会社製、柄木、日本)を用い、自動露出機構(AEC)と逐次近似画像再構成法を使用してCT撮影を行った。日本の診断参考レベル2015[58]と比較するため、2018年1月1日から2018年6月30日に当院で実施された1,203例のCT撮影に対して、主要な部位ごとのCTDI<sub>vol</sub>とDLPの中央値をそれぞれ求めた。

4-2-3. 被ばく線量測定方法  
クリップ方式水晶体線量計(図4-4)を用い、放射線防護眼鏡のレンズ内側の定位置に左右各2本のGD-352Mを地面に対してL字に配置、さらに左右各1本のGD-352Mを、テープを用いてレンズ外側に貼り付け、合計6本のGD-352Mを配置した(図4-4)。

4-2-4. CT撮影介助者の眼の水晶体線量測定に用いた線量計  
クリップ方式水晶体線量計(図4-4)に用いられたGD-352Mの感度の方向依存性の影響を解析するために、放射線防護眼鏡レンズ内側に、地面对して垂直(縦)に置いた素子の指示値と水平(横)に置いた素子の指示値から、以下の式(5)で線量比(縦横)を算出した。

線量比(縦横) = GD-352M(垂直(縦)) [mGy/検査] / GD-352M(水平(横)) [mGy/検査]  
..... (5)  
GD-352M(垂直(縦)) : 放射線防護眼鏡レンズ内側に垂直方向に設置された空気カーマ(K<sub>air</sub>)から眼の水晶体線量計に装着されているGD-352Mによって測定された空気カーマ(K<sub>air</sub>)を導いた。  
GD-352M(水平(横)) : 放射線防護眼鏡レンズ内側に水平方向に設置された空気カーマ(K<sub>air</sub>)から眼の水晶体線量計に装着されているGD-352Mによって測定された空気カーマ(K<sub>air</sub>)を導いた。

4-2-5. 空気カーマ(K<sub>air</sub>)から眼の水晶体H<sub>p</sub>(3)への変換  
水晶体線量計に装着されているGD-352Mによって測定された空気カーマ(K<sub>air</sub>)から眼の水晶体線量H<sub>p</sub>(3)を導いた。

4-2-6. CT撮影時に使用する撮影範囲(Field of view: FOV)はボウタイフィルタの形状の違いによって実効エネルギーが異なるため[93, 94]、頭部領域と体幹部領域でそれぞれ頻用

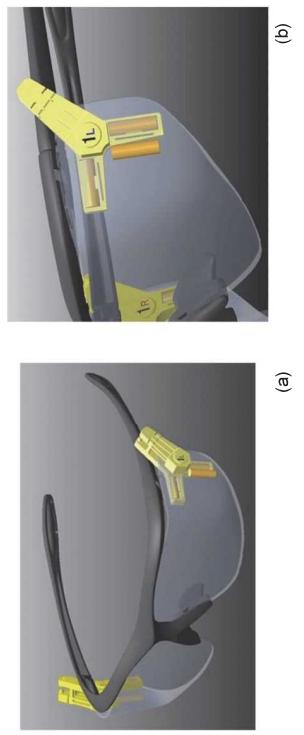


図4-4 CT撮影介助者の眼の水晶体線量測定に用いた線量計  
(a)装着の様子(正面), (b)装着の様子(側面)  
Nagamoto Keisuke, Moritake Takashi, et al., Occupational radiation dose to the lens of the eye of medical staff who assist in diagnostic CT scans. Helios 7: e06063 (2021). [92]よりFigure 2を一部改変して引用した

される S-size (24 cm) と L-size (40 cm) の実効エネルギーを測定した。測定方法は、X 線管位置を 0 度、管電圧を 120 kVp に固定し、CT 装置の優台上の回転軸に置いたワイヤレス X 線出力を半価量 (Al-HVL) を測定した。次に、Tucker[95]の近似式を用いて X 線スペクトルを算出し、Hubbell[96]の光子と物質との相互作用断面積データを利用して、得られた Al-HVL から実効エネルギーを求めた。最後に、求めた実効エネルギーの平均値に対応する、モンテカルロシミュレーションを用いて計算された仮想シンダーファントム ( $\varphi 20 \text{ cm} \times 20 \text{ cm}$ ) 上での「空気カーマー-3 mm 線量当量変換係数  $C(H_p(3) / K_{air})$ 」を既知のレポート（表 4-3, 表 4-4）[97]から求め、この係数  $C$  を用いて、以下の式 (6) に従い  $K_{air}$  から眼の水晶体  $H_p(3)$  に変換を行った。

$$H_p(3) [\text{mSv}] = C \cdot K_{air} [\text{mGy}] \quad \dots \quad (6)$$

ただし、  
C: 空気カーマー-3 mm 線量当量変換係数  $(H_p(3) / K_{air}) [\text{Sv/Gy}]$   
とした。

表 4-3 空気カーマー-3 mm 線量当量変換係数  $C(H_p(3) / K_{air}) (0^\circ \delta, \zeta = 60^\circ)$

光子 エネルギー (MeV)	$H_p(3, 0^\circ) K_{air}$ (Sv/Gy)	$H_p(3, \alpha) / H_p(3, 0^\circ) K_{air}$ 比率					
		0°	10°	15°	20°	30°	45°
0.010	0.244	1.000	0.978	0.951	0.917	0.809	0.571
0.020	0.919	1.000	0.996	0.992	0.986	0.969	0.919
0.030	1.219	1.000	0.998	0.995	0.991	0.982	0.956
0.040	1.448	1.000	0.998	0.996	0.992	0.984	0.959
0.050	1.597	1.000	0.997	0.995	0.993	0.984	0.953
0.060	1.667	1.000	0.997	0.995	0.993	0.986	0.964
0.070	1.674	1.000	0.998	0.996	0.994	0.987	0.970
0.080	1.649	1.000	0.999	0.999	0.995	0.990	0.974
0.090	1.614	1.000	1.000	0.999	0.997	0.992	0.979
0.100	1.581	1.000	1.000	0.999	0.997	0.994	0.983
0.110	1.550	1.000	1.000	0.999	0.997	0.995	0.985
0.150	1.449	1.000	0.999	0.999	0.998	0.997	0.994
0.200	1.372	1.000	1.000	1.000	0.999	1.000	1.000
0.300	1.286	1.000	1.000	1.002	1.001	1.002	1.005
0.400	1.240	1.000	1.001	1.001	1.000	1.002	1.008
0.500	1.210	1.000	1.001	1.002	1.002	1.010	1.014

J. Daunes, J. Gourion, J.M. Bordy, Conversion coefficients from air kerma to personal dose equivalent  $H_p(3)$  for eye-lens dosimetry, CEA-R-6255 Saclay (2009). [97]より Table 2, Table 3, Table 4, Table 5, Table 6 を一部改変して引用した.

表 4-4 空気力一マ-3 mm 線量当量変換係数 C ( $H_p(3) / K_{air}$ ) (75°から 180°)  
 診断 CT 撮影 1 回あたりの眼の水晶体線量  $H_p(3)$  から、水晶体等価線量限度 (20 mSv/年) を超えない介助回数を、それぞれ以下の式(7)で予測した。

光子エネルギー (MeV)	$H_p(3,0^\circ)K_{air}$ (Sv/Gy)	$H_p(3,\alpha) / H_p(3,0^\circ)K_{air}$ 比率							
		75°	90°	105°	120°	135°	150°	165°	180°
0.010	0.244	0.044	0.001	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
0.020	0.919	0.612	0.220	0.018	0.001	0.000	0.000	0.000	0.000
0.030	1.219	0.775	0.482	0.161	0.047	0.017	0.008	0.005	0.004
0.040	1.448	0.815	0.584	0.270	0.126	0.065	0.040	0.030	0.028
0.050	1.597	0.834	0.632	0.348	0.185	0.110	0.077	0.062	0.057
0.060	1.667	0.848	0.663	0.391	0.224	0.143	0.103	0.086	0.080
0.070	1.674	0.863	0.689	0.421	0.250	0.164	0.123	0.103	0.097
0.080	1.649	0.878	0.710	0.444	0.270	0.180	0.136	0.115	0.109
0.090	1.614	0.891	0.718	0.462	0.285	0.192	0.146	0.124	0.117
0.100	1.581	0.901	0.742	0.477	0.298	0.203	0.154	0.131	0.124
0.110	1.550	0.910	0.755	0.492	0.310	0.212	0.161	0.138	0.131
0.150	1.449	0.938	0.794	0.535	0.348	0.244	0.188	0.161	0.153
0.200	1.372	0.959	0.830	0.578	0.388	0.278	0.218	0.188	0.179
0.300	1.286	0.986	0.875	0.642	0.453	0.358	0.270	0.236	0.227
0.400	1.240	0.997	0.902	0.684	0.502	0.384	0.316	0.279	0.268
0.500	1.210	1.003	0.919	0.716	0.539	0.442	0.251	0.315	0.303

J. Daurès, J. Gourinou, J.M. Bordy, Conversion coefficients from air kerma to personal dose equivalent  $H_p(3)$  for eye-lens dosimetry, CEA-R-6235 Saclay (2009). [97]より Table 2, Table 3, Table 4, Table 5, Table 6 を一部改変して引用した。

4-2-6 年間 CT 撮影介助可能回数の予測  
 診断 CT 撮影 1 回あたりの眼の水晶体線量  $H_p(3)$  から、水晶体等価線量限度 (20 mSv/年) を超えない介助回数を、それぞれ以下の式(7)で予測した。

$$\begin{aligned} \text{年間 CT 撮影介助可能回数 [CT 検査/年]} \\ = 20 [\text{mSv/年}] / \text{CT 撮影 1 回あたりの水晶体線量 } H_p(3) \text{ 中央値 } [\text{mSv/検査}] \dots \dots (7) \end{aligned}$$

ただし、小数点以下は切り捨てとした。

4-2-7 放射線防護器具による水晶体線量低減効果の解析

4 種の放射線防護器具（放射線防護眼鏡、バックパルスマスク用延長チューブ、放射線防護カーテン、防護衝立）について、それぞれの水晶体線量低減効果を評価した。

4-2-7-1 放射線防護眼鏡の水晶体線量低減効果について

放射線防護眼鏡の水晶体線量低減効果を見積もるために、放射線防護眼鏡のレンズ外側の眼の水晶体線量  $H_p(3)$  を、放射線防護眼鏡未着用時の線量とし、放射線防護眼鏡レンズ内側の水晶体線量  $H_p(3)$  を放射線防護眼鏡着用時の線量として、以下の式(8)で線量比（外側/内側）を算出した。

$$\text{線量比 (外側/内側)} = H_p(3) \text{ (外側) } / H_p(3) \text{ (内側) } [\text{mSv/検査}] \dots \dots (8)$$

$$\begin{aligned} H_p(3) \text{ (外側): 放射線防護眼鏡レンズ外側の水晶体線量 } H_p(3) \\ H_p(3) \text{ (内側): 放射線防護眼鏡レンズ内側の水晶体線量 } H_p(3) \end{aligned}$$

4-2-7-2 バックパルスマスク用延長チューブの放射線防護効果について  
 バックパルスマスクを用いて換気補助を行った CT 撮影介助者 ( $n = 67$ ) を対象に、延長チューブ使用時 ( $n = 64$ ) と延長チューブ未使用時 ( $n = 3$ )、それぞれの眼の水晶体線量  $H_p(3)$  と DLP の中央値を用いて、以下の式(9)で線量低減率を推定した。

$$\text{線量低減率 } [\%] = ((1 - (b) / (a)) \cdot 100) \dots \dots (9)$$

ただし、

a : 延長チューブ未使用時の水晶体線量  $H_p(3)$  (中央値) / 延長チューブ未使用時 DLP (中央値)

[mSv  $\text{mGy}^{-1} \text{cm}^{-1} 10^{-4}$ ]

b : 延長チューブ使用時の水晶体線量  $H_p(3)$  (中央値) / 延長チューブ使用時 DLP (中央値)

[mSv  $\text{mGy}^{-1} \text{cm}^{-1} 10^{-4}$ ]

とした。

#### 4-2-7-3 放射線防護カーテンの放射線防護効果について

320 列 CT 装置の検査台上に患者を模擬した人体ファントム (PBU-60, 株式会社京都科学製、京都、日本) を置き、放射線防護カーテンの線量低減効果を実験的に求めた。CT 撮影条件は、管電圧: 120 kVp、総管電流: 47 mA、 $\text{CTDI}_{\text{vol}}$ : 1.4 mGy、DLP: 16.7  $\text{mGy} \cdot \text{cm}$  とした。放射線防護カーテン (430 × 530 mm, 0.5 mm-Pb 厚相当) を CT ガントリの近傍 (CT 装置アイソセンタからの距離 90 cm, カーテン上端の床面からの高さ 185 cm) に設置し、電離箱サードメータ (ICS-311, 日立製作所、東京、日本) を CT 撮影介助者の眼鏡位置 (CT 装置アイソセンタからの距離 100 cm, 床面から高さ 160 cm) に設置して測定を行い、線量低減効果を解析した (図 4-2)。

#### 4-2-7-4 放射線防護衝立の放射線防護効果について

320 列 CT 装置の検査台上に患者を模擬した人体ファントム (PBU-60, 株式会社京都科学製、京都、日本) を置き、放射線防護衝立の線量低減効果を実験的に求めた。CT 撮影条件は、管電圧: 120 kVp、総管電流: 47 mA、 $\text{CTDI}_{\text{vol}}$ : 1.4 mGy、DLP: 16.7  $\text{mGy} \cdot \text{cm}$  とした。防護衝立 (1800 × 900 mm, 0.8 mm-Pb 厚相当) を CT ガントリの近傍 (CT 装置アイソセンタからの距離 90 cm) に設置し、電離箱サードメータ (ICS-311, 日立製作所、東京、日本) を CT 撮影介助者の眼鏡位置 (CT 装置アイソセンタからの距離 100 cm, 床面からの高さ 160 cm) に設置して測定を行い、線量低減効果を解析した (図 4-5)。

#### 4-2-8 統計

介助者立ち位置や臍種の違いによる被ばく線量の差、および CT 線量指標の差を Kruskal-Wallis メトリックで評価した。一元配置分散分析の結果が有意だった場合には、個々の差をダントン検定 (Bonferroni 補正あり) で評価した。なお、 $P < 0.05$  のときを有意差ありと判断した。

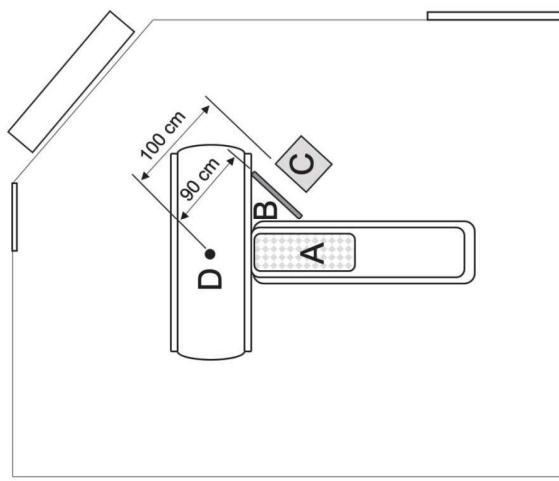


図 4-5 放射線防護カーテンおよび放射線防護衝立の放射線防護効果の検証のためジョイントリー。  
(A) 人体ファントム (患者に見立てた軟部体), (B) 放射線防護カーテンもしくは放射線防護衝立, (C) 電離箱サードメータ (CT 撮影介助者の眼鏡位置を想定), 床面からの高さ 160 cm に設置, (D) CT 装置アイソセンタ

#### 4-3. 結果

##### 4-3-1. CT撮影条件の最適化

当院のCT線量指標を日本の診断参考レベル2015 (Japan DRLs 2015) と比較したところ、ほぼ全てのCT線量指標の中央値が診断参考レベル2015より低かったため、十分に最適化がなされていいると判断した(表4-5、表4-6)。

表4-5 当院のCT線量指標 (n=1,203) の診断参考レベルとの比較 (体重とCTDI<sub>vol</sub>)

検査部位	n	CTDI <sub>vol</sub> [mGy]		
		Mean ± S.D.	Median [range]	日本DRLs*
<b>成人</b>				
頭部	219	56.1 ± 13	54.7 ± 14.4	52.8 [32.4–136.3]
胸部	294	56.6 ± 12.7	11.1 ± 4.1	10.6 [3.8–34.4]
腹部から骨盤	234	57.1 ± 12.6	13.4 ± 5.1	12.3 [5.7–29.5]
腹部から骨盤	82	54.9 ± 11.6	18.6 ± 8.9	17.8 [7.4–50.3]
肝臓多相	54	59.8 ± 12.0	18.5 ± 5.1	18.4 [8.3–32.1]
冠動脈CTA	50	61.5 ± 13.6	68.0 ± 33.3	64.5 [10.6–191.8]
<b>小児 (年齢)</b>				
頭部 (0)	47	3.9 ± 2.4	21.6 ± 9.3	20.2 [1.3–47.0]
頭部 (1–5)	58	12.8 ± 5.4	32.0 ± 10.8	30.1 [9.1–82.2]
頭部 (6–10)	47	23.1 ± 7.2	40.1 ± 13.6	36.9 [20.3–95.2]
胸部 (0)	18	3.5 ± 0.9	6.5 ± 2.9	6.5 [2.2–11.1]
胸部 (1–5)	25	13.2 ± 3.8	7.9 ± 5.3	5.1 [2.7–23.0]
胸部 (6–10)	19	19.1 ± 5.2	9.7 ± 5.5	8.8 [3.3–21.5]
腹部 (0)	17	5.1 ± 2.7	5.7 ± 3.1	5.3 [1.1–11.1]
腹部 (1–5)	19	13.8 ± 2.4	9.8 ± 3.7	9.5 [4.2–17.9]
腹部 (6–10)	20	22.7 ± 5.3	8.8 ± 4.6	6.7 [4.1–19.0]

\*日本の診断参考レベル2015

CTDI<sub>vol</sub>: computed tomography dose index (volume)

CTA: computed tomography angiography

Nagamoto Keisuke, Moritake Takashi, et al., Occupational radiation dose to the lens of the eye of medical staff who assist in diagnostic CT scans. Heliyon 7: e06063 (2021)., [92]より Table 4 を和訳した。

＊日本の診断参考レベル2015

CTDI<sub>vol</sub>: computed tomography dose index (volume)

Nagamoto Keisuke, Moritake Takashi, et al., Occupational radiation dose to the lens of the eye of medical staff who assist in diagnostic CT scans. Heliyon 7: e06063 (2021)., [92]より Table 4 を和訳した。

＊日本の診断参考レベル2015

CTDI<sub>vol</sub>: computed tomography dose index (volume)

CTA: computed tomography angiography

Nagamoto Keisuke, Moritake Takashi, et al., Occupational radiation dose to the lens of the eye of medical staff who assist in diagnostic CT scans. Heliyon 7: e06063 (2021)., [92]より Table 4 を和訳した。

＊日本の診断参考レベル2015

CTDI<sub>vol</sub>: computed tomography dose index (volume)

CTA: computed tomography angiography

Nagamoto Keisuke, Moritake Takashi, et al., Occupational radiation dose to the lens of the eye of medical staff who assist in diagnostic CT scans. Heliyon 7: e06063 (2021)., [92]より Table 4 を和訳した。

＊日本の診断参考レベル2015

CTDI<sub>vol</sub>: computed tomography dose index (volume)

CTA: computed tomography angiography

Nagamoto Keisuke, Moritake Takashi, et al., Occupational radiation dose to the lens of the eye of medical staff who assist in diagnostic CT scans. Heliyon 7: e06063 (2021)., [92]より Table 4 を和訳した。

表4-6 当院のCT線量指標 (n=1,203) の診断参考レベルとの比較 (DLP)

検査部位	n	DLP [mGy・cm]		
		Mean ± S.D.	Median [range]	日本DRLs*
<b>成人</b>				
頭部	219	936.3 ± 277.3	865.1 [528.7–2319.8]	775.1–1,000.4
胸部	294	414.5 ± 137.1	405.2 [138.3–1205.0]	318.4–491.6
胸部から骨盤	234	967.1 ± 389.0	894.7 [392.2–2252.2]	691.0–1,157.0
腹部から骨盤	82	898.3 ± 400.2	876.9 [349.1–1934.4]	507.3–1,196.0
肝臓多相	54	2,254.1 ± 728.8	2,196.6 [991.5–3891.4]	1,767.2–2,507.9
冠動脈CTA	50	1,411.4 ± 614.9	1,356.8 [400.6–4537.8]	400.6–1,691.7
小兒 (年齢)				
頭部 (0)	47	394.7 ± 198.4	379.1 [21.5–1,011.4]	246.4–464.2
頭部 (1–5)	58	684.7 ± 256.7	669.6 [300.6–2,316.4]	520.0–832.7
頭部 (6–10)	47	799.5 ± 243.3	763.5 [361.0–1,498.0]	667.2–924.8
胸部 (0)	18	121.6 ± 79.5	110.6 [26.9–348.8]	57.8–151.6
胸部 (1–5)	25	209.7 ± 151.6	174.2 [68.6–646.2]	82.4–230.7
胸部 (6–10)	19	275.0 ± 159.3	212.7 [86.8–629.8]	136.5–408.6
<b>日本DRLs*</b>				
CTA: computed tomography angiography				
DLP: dose length product				
Nagamoto Keisuke, Moritake Takashi, et al., Occupational radiation dose to the lens of the eye of medical staff who assist in diagnostic CT scans. Heliyon 7: e06063 (2021)., [92]より Table 4 を和訳した。				

表 4-7 CT撮影時の実効エネルギー

CT 装置	FOV	
	S-size (24 cm)	L-size (40 cm)
80-MDCT [keV]	55.74	57.97
320-MDCT [keV]	54.87	57.30

FOV: field of view

80/320-MDCT: 80/320-multi detector row CT

Nagamoto Keisuke, Moritake Takashi, et al., Occupational radiation dose to the lens of the eye of medical staff who assist in diagnostic CT scans [J]. Heliyon 7: e06063 (2021). [92]より Table 3 を和訳し一部改変し引用した。

## 4・3・3. 塩光ガラス線量計 (GD-352M) 感度の方向依存性

床面に対して縦横に直行する 2 本の線量計の測定値を解析したこと、左右両側とも縦横線量比 (縦横) はほぼ 1.0 であることが明らかとなり (表 4-8)。GD-352M の感度の方向依存性は実用上無視できることが示された。わざかに外れ値が見られたため、安全側をとって、縦横 2 本の GD-352M のうち数値の大きい方の線量値を採用することとした。

表 4-8 塩光ガラス線量計 (GD-352M) の縦横線量比 (n = 98)

縦横線量比 (縦/横) *	放射線防護眼鏡	
	右側	左側
Mean ± S.D.	1.03 ± 0.03	1.00 ± 0.02
Median [range]	1.00 [0.72-3.33]	0.99 [0.49-1.78]

\*放射線防護眼鏡レンズ内側にて、地面に対して垂直 (縦) に置いた素子の値と水平 (横) に置いた

素子の値の比 (縦横)

\*\*平均値の 95% 信頼区間

S.D.: 標準偏差

表 4-9 塩光ガラス線量計 (GD-352M) の左右線量比 (n = 98 検査)

左右線量比 (右側/左側) *	放射線防護眼鏡	
	外側	内側
Mean ± S.D.	1.04 ± 0.59	1.03 ± 0.24
Median [range]	0.96 [0.17-4.81]	1.00 [0.44-1.98]

\*放射線防護眼鏡の右側に置かれた素子の値と左側に置かれた素子の値の比

S.D.: 標準偏差

\*\*平均値の 95% 信頼区間

表 4-5 CT撮影介助者の立ち位置と介助内容

CT撮影介助者の患者介助方法を、バックベルブルマスクを用いた換気補助、頭部を固定する患者介助、CT検査室内で患者を観察する患者介助とした。また、CT撮影介助者の立ち位置を 3 つの Area に定義した。Area I は CT ガントリーの近傍で複台側、Area II は CT ガントリーの近傍で複台がない側、Area III は CT ガントリーから離れた複台側とした。
CT撮影介助者の作業内容は、主にバックベルブルマスクを用いた患者の呼吸補助 (67/98, 68%) (表 4-10) で、そのほとんど (95/98, 97%) が CT ガントリー近傍の Area I (33/43 = 76) と Area II (6/13 = 19) (図 4-6) で行われていた。
また、最も多く CT撮影介助を行ったのは集中治療室 (74/98, 76%) で、その介助内容のほとんどが、バックベルブルマスクを用いた呼吸補助 (67/74, 91%) であった。集中治療医師についてで多かったですのは診療放射線技師 (18/98, 18%) で、頭部固定 (11/18, 61%) がその介助内容の多くを占めていた (表 4-10)。

4-3-6 CT撮影介助者の立ち位置の違いによる眼の水晶体被ばく線量の差  
Area I あるいは Area II で患者介助を行った場合、CT ガントリーから離れた Area III での患者介助よりも、放射線防護眼鏡レンズ外側 ( $P = 0.013$ , Kruskal-Wallis, 図 4-7-a) と内側 ( $P = 0.024$ , Kruskal-Wallis, 図 4-7-b) のいずれも有意に高い被ばく線量を示した。最も線量が高かったのは、Area II で、放射線防護眼鏡外側の眼の水晶体線量  $H_p(3)$ (中央値) が 0.52 mSv/検査、放射線防護眼鏡内側の眼の水晶体線量  $H_p(3)$ (中央値) が 0.26 mSv/検査であった。

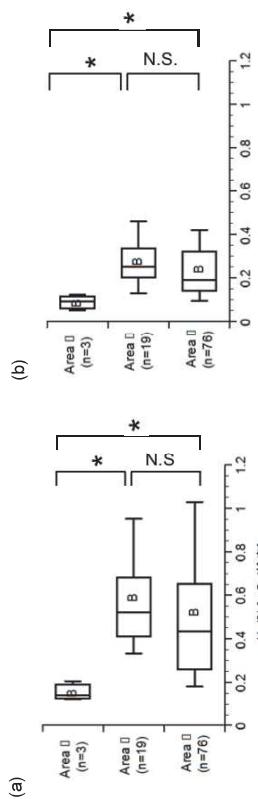


図 4-7 CT撮影介助者の立ち位置別被ばく線量 ( $n = 98$ ) . (a) 放射線防護眼鏡レンズ外側、(b) 放射線防護眼鏡レンズ内側。\*は Dunn's test (Bonferroni 補正有り)による多重比較で  $P < 0.05$  のペアを示す。N.S.は Dunn's test (Bonferroni 補正有り)による多重比較で  $P > 0.05$  のペアを示す。

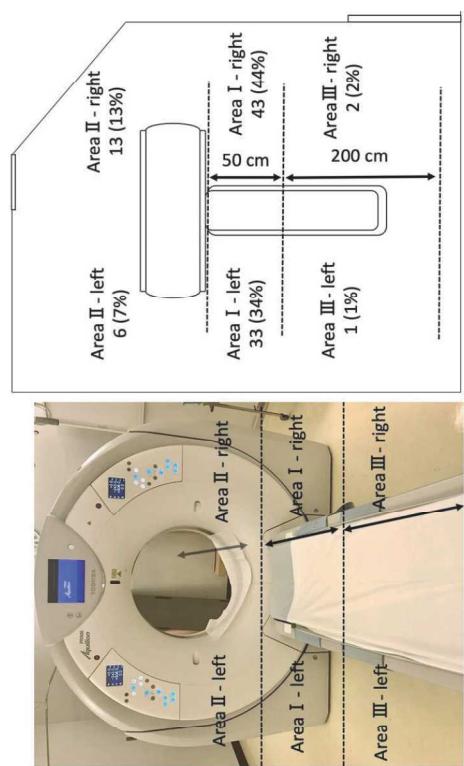


図 4-6 CT撮影介助者の立ち位置と頻度 ( $n = 98$  検査) . Area I: CT ガントリーの近傍で撮影のある側、Area II: CT ガントリーの近傍で対側、Area III: CT ガントリーから離れた複数ある側。数字は人數(頻度%)。

表 4-10 診断 CT撮影での職種別介助内容内訳 ( $n = 98$  検査)

職種	バックルマスク を用いた換気補助	頭部固定	観察	合計
集中治療医師 (n = 6)	67	0	7	74
小児科医師 (n = 2)	0	5	1	6
診療放射線技師 (n = 3)	0	11	7	18
合計:	67	16	15	98

4・3・7 職種の違いによる眼の水晶体線量の差  
放射線防護眼鏡レンズの外側 ( $P = 0.634$ , Kruskal-Wallis, 表 4-11) (図 4-8 a) と内側 ( $P = 0.581$ , Kruskal-Wallis, 表 4-11) (図 4-8 b) の被ばく線量に、職種の違いによる有意差は認められなかつた。  
最も線量が多かつたのは集中治療医師であり、放射線防護眼鏡外側の眼の水晶体線量  $H_p(3)$  (中央値) が 0.47 mSv/検査、放射線防護眼鏡内側の眼の水晶体線量  $H_p(3)$  (中央値) が 0.23 mSv/検査であつた。

表 4-11 職種別 CT撮影介助者の眼の水晶体線量 (n = 98 検査)

職種	測定位置	
	放射線防護眼鏡レンズ外側 $H_p(3)$ * [mSv]	放射線防護眼鏡内側 $H_p(3)$ * [mSv]
集中治療医師	0.54 ± 0.38	0.23 ± 0.15
(n = 6)	Median [range]	0.47 [0.12–2.49] 0.23 [0.05–1.05]
小児科医師	0.53 ± 0.42	0.22 ± 0.15
(n = 2)	Median [range]	0.30 [0.15–1.18] 0.14 [0.09–0.46]
診療放射線技師	0.50 ± 0.39	0.24 ± 0.16
(n = 3)	Median [range]	0.37 [0.07–1.64] 0.17 [0.05–0.65]

\*

mm 線量当量 ( $H_p(3)$ )

\*\* 3 つの職業の差は、ANOVA (Kruskal-Wallis) 検定により解析した。

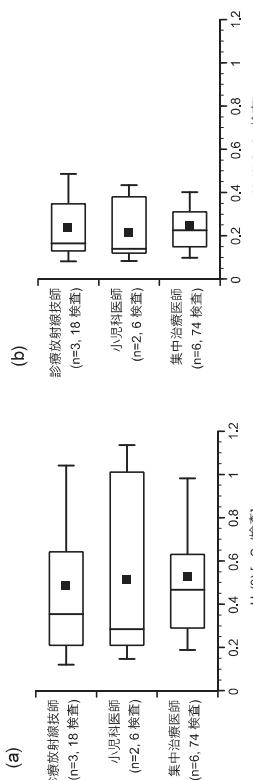


図 4-8 CT撮影介助者の職種別被ばく線量 (n = 98) : (a) 放射線防護眼鏡レンズ外側、(b) 放射線防護眼鏡内側。ANOVA (Kruskal-Wallis) は (a)  $P = 0.634$ , (b)  $P = 0.581$  であった。Dunn's test (Bonferroni補正有り) による多重比較で有意差を示した組み合わせはなかった。

4・3・8 CT撮影介助者の放射線防護眼鏡内外の眼の水晶体線量

CT撮影介助者 (11人, 98検査) の放射線防護眼鏡外側の眼の水晶体線量  $H_p(3)$  (中央値) は 0.45 mSv/検査、放射線防護眼鏡内側の眼の水晶体線量  $H_p(3)$  (中央値) は 0.22 mSv/検査であつた (表 4-12)。

表 4-12 全ての CT撮影介助者の眼の水晶体線量  $H_p(3)$

測定位置	合計 (n = 11)		
	放射線防護眼鏡外側 $H_p(3)$ [mSv]	放射線防護眼鏡内側 $H_p(3)$ [mSv]	Median [range]
放射線防護眼鏡外側 $H_p(3)$ [mSv]	0.53 ± 0.39	0.25 ± 0.15	0.45 [0.07–2.49]
放射線防護眼鏡内側 $H_p(3)$ [mSv]	0.25 ± 0.15	0.22 [0.05–1.05]	
3 mm 線量当量 ( $H_p(3)$ )		0.581	

ANOVA\*\* ( $P$  value)

0.634

0.581

\*3 mm 線量当量 ( $H_p(3)$ )

\*\* 3 つの職業の差は、ANOVA (Kruskal-Wallis) 検定により解析した。

#### 4.3.9 年間 CT 撮影介助可能回数

放射線防護眼鏡レンズ外側・内側の眼の水晶体線量  $H_p(3)$  から、CT 撮影介助だけで水晶体等  
備線量限度 (20 mSv/年) を超えることがない最大の年間実施可能回数を算出したところ、バック  
バ尔斯マスクを用いた換気補助時は、放射線防護眼鏡を装着した場合 (放射線防護眼鏡レンズ内側の  
レンズ外側の値で算出) は 37 回、放射線防護眼鏡を装着した場合 (放射線防護眼鏡レンズ内側の  
いた換気補助よりも CT 撮影 回あたりの被ばく線量が小さい (表 4-13)。  
しかしながら、診療放射線技師が実施した頭部固定のみを表 4-2 から抽出 ( $n=11$ ) し解析する  
と、眼の水晶体線量  $H_p(3)$  (中央値) は放射線防護眼鏡レンズ外側で 0.59 [0.20–1.64] mSv/検査、レ  
ンズ内側で 0.25 [0.13–0.65] mSv/検査であった。

表 4-13 年間 CT 撮影介助可能回数 ( $n=98$  検査)

作業内容	測定位置	放射線防護眼鏡	放射線防護眼鏡	線量低減率 (%) ***
バックバ尔斯マスクを 用いた換気補助	$H_p(3)$ [mSv] Median [range]	0.53 [0.14–2.49]	0.25 [0.08–1.05]	
(n = 67 検査)	最大作業件数/年 [検査]	37*	80*	
頭部固定	$H_p(3)$ [mSv] Median [range]	0.50 [0.20–1.64]	0.21 [0.12–0.65]	
(n = 16 検査)	最大作業件数/年 [検査]	40*	95*	
観察	$H_p(3)$ [mSv] Median [range]	0.20 [0.07–1.46]	0.12 [0.05–0.50]	
(n = 15 検査)	最大作業件数/年 [検査]	100*	166*	
3 mm 線量当量 ( $H_p(3)$ )				
* 20 [mSv] 中央値 [mSv] で計算された、20 mSv/年を超えない最大作業件数 (小数点以下切り捨 て)				

#### 4.3.10 放射線防護眼鏡による眼の水晶体線量低減効果

放射線防護眼鏡レンズの外側と内側の線量比 (外側/内側) の中央値は 2.05 となり、これにより、放射線防護眼鏡を用いることで 51% 線量低減できることが示された (表 4-14)。

表 4-14 放射線防護眼鏡の眼の水晶体線量低減効果 ( $n = 98$ )

測定位置	放射線防護眼鏡	外内線量比	外側/内側) *
Mean ± S.D.	2.05 ± 0.43		
Median [range]	2.05 [1.07–3.73]		

4.3.1.1. バックバッフルマスク用延長チューブによる眼の水晶体線量低減効果  
バックバッフルマスクを用いた換気補助時(表4-10, n=67)に、長さ20cmのバックバッフルマスク用延長チューブを用いることにより、放射線防護眼鏡レンズ外側では43%, 内側では32%の線量が低減された(表4-15)。

表4-15 バックバッフルマスク用延長チューブ利用による水晶体線量低減効果(n=67検査)

延長チューブなし(n=3)		延長チューブあり(n=64)		測定位置	放射線防護眼鏡 [range][mSv] 10 <sup>-1</sup>	Median [mSv mGy <sup>-1</sup> cm <sup>-1</sup> ] 10 <sup>-1</sup>	Median [range][mSv] 10 <sup>-1</sup>	Median [range] (b) [mSv mGy <sup>-1</sup> cm <sup>-1</sup> ] * [%]	Median [range] (b) [mSv mGy <sup>-1</sup> cm <sup>-1</sup> ] * [%]	線量 低減率 [%]
H <sub>p</sub> (3)	H <sub>p</sub> (3)/DLP	H <sub>p</sub> (3)	H <sub>p</sub> (3)/DLP							
外側	[0.69~2.49]	[3.59~11.8]	[0.14~1.13]	[0.88~7.62]	1.79	5.16	0.50	2.94	43	43
(n=3)										
放射線防護眼鏡 内側	0.56	2.18	0.24	1.49	32					
(n=64)	[0.26~1.95]	[1.37~3.69]	[0.08~0.56]	[0.55~3.24]						

DLP : dose-length product  
3 mm 線量当量 (H<sub>p</sub>(3))

\*推定される線量低減率 (H<sub>p</sub>(3)/DLP, 中央値) : ((1-(b)/(a)) 100 [%])

表4-16 放射線防護カーテンによる眼の水晶体線量低減効果(n=10)

放射線防護カーテンなし		放射線防護カーテンあり (0.5-mm-Pb 厚相当) ††	
(n=5)	(n=5)	H*(10)	H*(10)
Mean ± S.D. (a)	Mean ± S.D. (a)	Mean ± S.D. (b)	Mean ± S.D. (b)
[μSv/検査]	[μSv/検査]	[μSv/検査]	[μSv/検査]

CT撮影介助者の 測定位置		眼の高さ††	
CT撮影介助者の 測定位置	眼の高さ††	7.4±0.00	3.4±0.00

\*推定される線量低減率: (1-(b)/(a)) 100 [%]

††地面から160cmの高さで、CTガントリーのアイソセンターから100cm

††CTガントリーのアイソセンターから90cm、上端が地面から185cmの高さ  
H\*(10), 電離層サーベイメータで測定した H<sub>p</sub>(10)(周囲線量当量)

#### 4-3-1-3. 放射線防護鏡立による眼の水晶体線量低減効果

CT 装置の復台上に患者を模擬した人体ファントムを、CT 撮影介助者の眼の位置 (160 cm) と同等の高さに電離箱サーベーメータを設置し、放射線防護鏡衛立 (0.8-mm-Pb 厚相当) の有無による水晶体線量低減効果をファンтом実験から求めた ( $n=10$ )。その結果、放射線防護鏡衛立の水晶体線量低減効果は 99% であった (表 4-17)。

表 4-17 放射線防護鏡衛立による眼の水晶体線量低減効果 ( $n=10$ )

放射線防護カーテンなし		放射線防護カーテンあり (0.8-mm-Pb 厚相当) <sup>††</sup>	
(n = 5)	(n = 5)	線量低減率 <sup>‡</sup>	
H* (10)	H* (10)	%	
Mean ± S.D. (a)	Mean ± S.D. (b)		
[mSv/検査]	[mSv/検査]		

#### 測定位置

CT 撮影介助者の  
眼の高さ<sup>†</sup>

7.4 ± 0.00  
 $0.1 \pm 0.00$

99

<sup>†</sup>推定される線量低減率: (1-b)/(a) 100 [%]

<sup>‡</sup>地面から 160 cm の高さで、CT ガントリーのアイソセントラから 100 cm  
H\* (10)、電離箱サーベーメータで測定した  $H_p$  (10) (周囲線量当量)

#### 4-3-1-4. 症例報告：1 回の CT 撮影介助で高い水晶体被ばくを受けた症例

CT 撮影の対象患者は、直腸癌術後に穿孔性腹膜炎を併発した 77 歳の男性。出血が続いたため、その原因を精査すべく、単純 CT 撮影と造影 CT 撮影を行った。集中治療医が、CT ガントリー近傍の Area I (図 4-6)において、撮影の間ずっとパックハルスマスクを用いて患者の呼吸を補助した。その際、パックハルスマスク用延長チューブは使用しなかった。CT 撮影条件は、管電圧：120 kVp、総管電流：4.408 mA、CTDI<sub>vol</sub>：18.4 mGy、DLP：1,511.6 mGy·cm、照射時間：21.7 sec であった。その時の CT 撮影介助者 (集中治療医) の水晶体線量は、放射線防護眼鏡レンズ外側で 1.79 mSv、レンズ内側で 0.56 mSv と高値であった。

#### 第5章 考察

5-1. 開発した水晶体線量計について  
CT 撮影介助者の眼の水晶体線量  $H_p$  (3) に影響を与える要因として、CT 撮影条件、職種、立ち位置、患者介助方法、放射線防護器具の種類が考えられる。これらの要因が CT 撮影介助者の眼の水晶体に与える影響を評価するために、眼の水晶体線量計が必要であった。しかしながら、本調査要件を満たす水晶体線量計が国内に存在しなかつたため、IEC62387 要件 [46]に準拠する GD-352M を用いて眼の水晶体線量計を開発した。

GD-352M には、入射エネルギーの違いで発生するエネルギー依存性を低減するために Sn フィルタが装着されている。そのため、診断 X 線エネルギー領域 (24 keV 以上)において良好な測定結果が得られているが Sn フィルタによって感度の方向依存性が報告されている [44]。開発した眼の水晶体線量計は、GD-352M を地面に対して水平方向 (横) と垂直方向 (縦) に設置する設計とした。線量計を L 字型に配置することにより、GD-352M の感度の方向依存性によって発生する線量の過剰応答性の確認を 2 本の線量計の測定値より行ったが、懸念されていた感度の方向依存性は臨床の測定では影響が現れなかった。

この感度の方向依存性が発生する割合を線量計素子の表面積の重いから考案した。GD-352M の線量計素子 ( $\phi 1.5 \times 8.5$  mm) は円柱状で、底面積が  $1.8 \text{ mm}^2$ 、円柱の表面積が  $43.6 \text{ mm}^2$  である。円柱の  $3.6 (1.8 \text{ mm}^2 + 1.8 \text{ mm}^2) \text{ mm}^2$  の底面に放射線が入射することによって感度の方向依存性が発生する。それに対して相対感度が 1 を示す側面の表面積は  $40 \text{ mm}^2 (43.6 \text{ mm}^2 - 3.6 \text{ mm}^2)$  であった。そのため、感度の方向依存性が発生する底面の表面積より、相対感度が 1 を示す側面の表面積が 11 倍程度広いことから、物理実験で得られた放射線が底面に入射することによって発生する感度の方向依存性の割合は非常に少ないと考える。よって、実際の CT 撮影では測定値に差がでなかつたと考える。

また、測定結果より、地面对して水平方向 (横) と垂直方向 (縦) の設置された 2 本の GD-352M の絶縁線量比(縦横)はほぼ 1.0 であった。その測定値の中には、わずかに外れ値が見られたが、線量測定中に眼の水晶体線量計が回転してしまい、横方向 (図 5-1 a) もしくは縦方向 (図 5-1 b) に置かれた GD-352M が放射線防護眼鏡レンズの外側にはみ出したとき、絶縁線量比(縦横) が 1.0 から大きくなる場合があることが判明した(表 4-8)。

また、CT 撮影介助者の眼の水晶体線量測定には用いていないが、最終的に完成了眼の水晶体線量計には、眼の水晶体線量計が回転を防ぐために、放射線防護眼鏡レンズにフィットする留め具を設置した(図 4-3(c))。この留め具によって、眼の水晶体線量計がずれることによって発生する外れ値は無くなると考える。

1.650 より小さな値となる(表 4-3、表 4-4)。そこで本研究では、放射線防護の観点から被ばく量を安全側に評価できる直接 X 線から求めた変換係数 C(半価層法)を採用した。これにより、空気の吸収線量であった RPLD の測定値は ICRP で定義されている眼の水晶体線量  $H_p$ (3)となり、「診断」を目的とする CT 検査時に患者介助を行う者の年間水晶体等価線量限度の遵守の可能性を評価することができた。



図 5-1 地面に対して縦方向と横方向に置かれた線量計素子 (CD-352M) の数値に差が生じる原因。(a) 放射線防護眼鏡レンズ面に装着した水晶体線量計が上方に向いていた場合を示す。(b) 放射線防護眼鏡レンズ面に装着した水晶体線量計が下方に向いていた場合を示す。

5-2. 直接 X 線成分を用いた「空気カーマ-3 mm 線量当量変換係数」算出について  
「診断」を目的とした CT 撮影時に医療従事者が受けける放射線は、一次放射線(直接 X 線)と二次放射線(散乱 X 線)の 2 種類である。直接 X 線は X 線 CT 装置の X 線管球から直接照射された X 線成分で、散乱 X 線は患者や CT 装置の複合で散乱されて生じる X 線成分である。診断 CT 撮影時に患者介助を行う医療従事者は、患者介助方法や立ち位置データから(図 4-6、表 4-10), 直接 X 線成分より散乱 X 線成分によって被ばくしていることが推察できる。

散乱 X 線成分の測定を行うには、半導体検出器を用いた散乱 X 線スペクトル法がある。散乱 X 線スペクトル法は、高価な半導体検出器で散乱 X 線のエネルギースペクトルを測定し、測定結果を解析して平均エネルギーを算出する手法である。測定によって得られた波高分布(散乱 X 線エネルギースペクトル)はアンフォールディング手法[98]によって補正されるが、その妥当性を評価するには放射線標準施設で整備済みの  $^{241}\text{Am}$ (60 keV) の  $\gamma$  線校正場における検証が必要なため、作業の複雑化が懸念される。そこで、医療用放射線機器の実効エネルギー測定には、散乱 X 線成分測定より比較的簡便に行える直接 X 線成分を評価する半価層法による実効エネルギー測定が精力的に行われている[99, 100]。

本研究では、半価層法を用いて 2 台の X 線 CT 装置の実効エネルギーを測定した。これらの平均実効エネルギーは 56.47 keV であり(表 4-7), 空気の吸収線量( $K_{\text{air}}$ )から 3 mm 線量当量に変換する係数 C は、既知のレポート(表 4-3、表 4-4)より内挿して得られた 1.650 であった。CT 撮影介助者の被ばくは、散乱 X 線が主な原因となる。散乱 X 線は物質との相互作用(光電効果やコンプトン散乱)によって発生するため、そのエネルギーは直接 X 線より低値を示し、変換係数 C も

### 5-3. 診断 CT 撮影時の医療従事者の眼の水晶体線量実態調査

「診断」目的の頭部 CT 撮影で患者を介助する医療従事者の眼の水晶体線量について、過去のいくつかの調査結果と本調査で得られた結果とを比較した。

宮島らは、診断目的の頭部 CT 撮影時に患者抑制を行った医療従事者の眼の水晶体線量  $H_p$ (10)を 594  $\mu\text{Sv}/\text{検査}^{\frac{1}{2}}$ と報告している[36]が、本調査で得られた頭部固定時の眼の水晶体線量は 0.5 mSv/検査であり(表 4-13), 宮島らの結果が 1.2 倍(0.594/0.5)高かった。CT 撮影介助者の眼の水晶体線量は、CT 撮影条件の違いによって変化すると考えられる。そこで、宮島らが報告している頭部 CT 撮影時の CT 線量指標( $\text{CTDI}_{\text{vol}}$ : 72.9 mGy, DLP: 1619.1 mGy·cm)と本調査で得られた CT 線量指標( $\text{CTDI}_{\text{vol}}$ : 52.8 mGy, DLP: 865.1 mGy·cm)とを比較すると、 $\text{CTDI}_{\text{vol}}$ が 1.4 倍(72.9 / 52.8), DLP が 1.9 倍(1619.1 / 865.1)であった。これにより、CT 線量指標が高くなると CT 撮影介助者の眼の水晶体線量が高値を示す可能性が示唆された。

しかし、Soopeng らが報告した[37], 頭部 CT 撮影時に頭部固定を行った医療従事者の眼の水晶体線量  $H_p$ (3)(224  $\mu\text{Sv}/\text{検査}^{\frac{1}{2}}$ )と CT 線量指標( $\text{CTDI}_{\text{vol}}$ : 47.08 mGy, DLP: 1052 mGy·cm)を本調査結果と比較すると、眼の水晶体線量  $H_p$ (3)は 0.5 倍(0.224/0.5),  $\text{CTDI}_{\text{vol}}$ は 0.9 倍(47.08 / 52.8), DLP は 1.2 倍(1052 / 865.1)となり、CT 線量指標が高くなつても CT 撮影介助者の眼の水晶体線量は高値にならない結果となつた。

したがつて、一概に CT 線量指標が大きいと CT 撮影介助者の眼の水晶体線量が大きくなることは言えず、CT 線量指標以外にも、CT 撮影介助者の眼の水晶体線量を変化させる要因があると考えた。

一つ目の要因として考えられるのは、CT 撮影介助法の違い(図 5-2)である。頭部の動きが激しい患者の場合、両手を使ってしっかりと患者の頭部を固定する(両手固定法)(図 5-2-a)必要がある。両手固定法は、患者と距離をとることが困難なため、CT 撮影介助者の眼の水晶体線量が増加する傾向がある。それに対して、頭部を軽く固定すれば体動が止まる患者に用いられる片手固定法(図 5-2-b)は、片手で頭部固定をすることできることで患者と距離をとることであるため、両手固定法より水晶体被ばくが少ない介助方法であると言える。

二つ目の要因として考えられるのは、CT撮影法の違いである。頭部CT撮影には、撮影時にX線管球と復台が同時に移動するヘリカル撮影と、撮影時に復台が移動しないノンヘリカル撮影がある。CT装置から出力されるCT線量指標が同等の値を示す場合、CT撮影法が異なっても患者およびCT撮影介助者が受けれるX線量はほぼ同じと考えられるので、CT撮影法の違いが眼の水晶体線量に与える影響は小さいと考える。

最後に、線質の違いである。CT装置が異なれば、管電圧120 kVpの実効エネルギーは異なる。一般的に、国内メーカーのCT装置の線質は柔らかく、外国メーカーのCT装置の線質は硬いとされている。マンモグラフィーのような低管電圧を用いて検査を行う場合は、線質の違いによって皮膚表面線量が異なる[101, 102]。しかしながら、CT検査のような高管電圧を用いる検査では、線質の違いが眼の水晶体線量に与える影響は小さいと考える。

表 5-1 CT撮影介助者に対する労働衛生3管理

労働衛生の3管理		具体的な措置
CT検査室内の散乱X線測定(ハザードマップの作成)	CT撮影条件の最適化(DRLsとの比較)	CT撮影条件の最適化(DRLsとの比較)
I 作業環境管理	防護具を用いた散乱X線の遮蔽(天吊型放射線防護板、防護衝立)	CT撮影条件の最適化(DRLsとの比較)
II 作業管理	CT撮影介助手順の検討 CT撮影介助時の立ち位置の検討 防護具(放射線防護眼鏡、ネックガード、放射線防護衣)の着用 バックパネルマスク用延長チューブ使用	CT撮影介助手順の検討 CT撮影介助時の立ち位置の検討 防護具(放射線防護眼鏡、ネックガード、放射線防護衣)の着用 バックパネルマスク用延長チューブ使用
III 健康管理	就業前(配置前) 健康診断 定期健康診断(一般検診と血液、水晶体、皮膚などの特殊検診) 異常被ばく時の健康診断 離職後のフォローアップ	就業前(配置前) 健康診断 定期健康診断(一般検診と血液、水晶体、皮膚などの特殊検診) 異常被ばく時の健康診断 離職後のフォローアップ

(a) (b)

図 5-2 患者の頭部を固定する介助方法について  
(a) 両手固定法, (b) 片手固定法

5-4. CT撮影介助者に対する労働衛生3管理

本調査により、CT検査室内で最も散乱X線量が多い場所(Area IとArea II(図4-6))で患者介助が行われていることが明らかになった。CT撮影介助者は、外部被ばく防護の3原則である「距離」、「時間」、「遮蔽」を遵守することで被ばく線量を低減することが可能である。

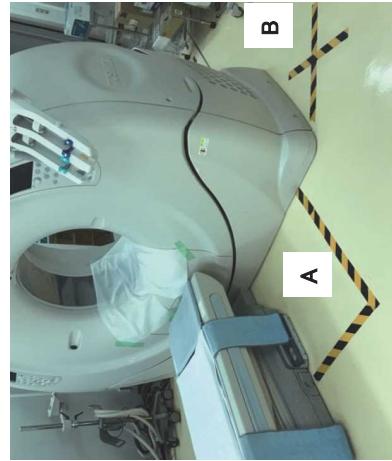
そこで、本研究の実態調査では、労働衛生3管理[82]の考え方を取り入れて被ばく線量低減を試みた(表5-1)。作業環境管理の観点から、CT撮影条件の最適化の検証、CT検査室内的散乱X線測定の結果の掲示、放射線防護具(天吊型放射線防護板、防護衝立)を用いた散乱X線の遮蔽を実施した。また、作業管理の観点から、CT撮影介助時の立ち位置の検討、放射線防護眼鏡の着用、

#### 5-4-1. CT撮影条件の最適化

診断参考レベル(DRLs)は、医療被ばくの最適化を推進するツールとして国際的に広く用いられている[50-58]。CT撮影条件の最適化を検証するために、当院のCT線量指標(中央値)と日本の診断参考レベル2015(Japan DRLs 2015)を比較したところ、ほぼ全てのCT線量指標が診断参考レベル2015より低かった(表4-5, 表4-6)。唯一、肝臓の多相撮影のみが診断参考レベル2015より高い線量を示した。これは、多くの施設でスライス厚を5 mm[103, 104]としているが、当院ではスライス厚を3 mmと薄く設定しているためにCT線量指標が高くなつたものと考える。

#### 5-4-2. CT 検査室内に表示したハザードマップの有用性

CT 検査室内的散乱線測定結果を CT 検査室入り口に掲示して高線量場が存在することを示し、CT 撮影時に低線量場に移動することを促した。しかしながら、CT 検査室入り口の掲示だけでは CT 撮影介助者の行動に変化は見られなかった。そこで、高線量場と低線量場の領域が作業中にも明確に分かるよう、CT ガントリー付近の床にテープで印をつけたハザードマップを作成した(図 5-3)。これにより、CT 撮影介助者は X 線 CT 検査室内の高線量場と低線量場を目視できるようになり、不必要に CT ガントリー近傍で CT 撮影介助を行なうことが少なくなった(著者の主觀でありデータではない)。



(A) 高線量被ばくの可能性がある位置：CT ガントリー側面  
(B) 低線量被ばくの位置：CT ガントリー正面

#### 5-4-3. 放射線防護眼鏡

放射線防護器具に関する JIS 規格 (JIS T 6133-3) は、放射線防護衣、放射線防護眼鏡などに適用する新しい日本工業規格である[105]。その中で、放射線防護眼鏡については、重装防護眼鏡と軽装防護眼鏡の規格が定義されており、「重装防護眼鏡またはゴーグルは、透明鉛ガラス製で、側面シールドを含む全體にわたり、0.50-mm-Pb 厚相当以上でなければならない」[105]としている。この規格を満たすために、放射線防護眼鏡（重装放射線防護眼鏡）レンズには、高い鉛当量 (0.5-mm-Pb 厚相当以上) の素材で構成されたレンズが用いられている[85, 106]。それゆえ、高い放射線遮蔽能力を有する一方で、重量が重いことによるこめかみの痛み、作業中の放射線防護眼鏡のズレ、

レンズの歪みや視野が狭いことによる不快感などの報告がある[107]。それらの煩わしさから、医療従事者の中には、重装放射線防護眼鏡を用いた放射線治療を行う者が一定数存在している[108]。そこで、我々は多重放射線防護の考え方を取り入れ、医療従事者に負担の少ない軽装防護眼鏡 (0.07-mm-Pb 厚相当) を用いて CT 撮影介助者の放射線防護を試みた。本調査で用いた放射線防護眼鏡の線量低減率は 51% であり表 4-14), この値はこれまでの報告 (51.3%~60%, [16, 18, 21, 36, 109-111]) の値とほぼ変わらなかった。

本調査で得た集中治療医師の眼の水晶体線量  $H_p(3)$  (中央値) は、放射線防護眼鏡の着用時が 0.47 mSv/検査、未着用時が 0.23 mSv/検査であり、なんらかの対策を講じなければ年間の眼の水晶体等価線量限度 (20 mSv/年) を超える恐れがあつたため、CT 撮影介助時における放射線防護眼鏡の着用をより強く勧めた。さらに、放射線業務従事者向けの労働衛生教育として通常行われる座学形式の総論的な放射線安全教育に加えて、CT 撮影介助者自身の眼の水晶体線量を個別にフィードバックした。その結果、興味深いことに、集中治療医師らの放射線防護眼鏡の装着率がそれまで 0% だったので、以降自ら進んで放射線防護眼鏡を装着するようになり、すぐに 100%となつて定着した(著者の主觀でありデータはなし)。

#### 5-4-4. バックパルスマスク用延長チューブ

CT 検査室内の目に付きやすい所にバックパルスマスク用延長チューブを常備し、患者介助に從事する集中治療医師に常に延長チューブを使用するよう指導した(図 5-4)。特に、容態が急変した患者に対する CT 撮影で延長チューブの未使用が散見されたため、CT 撮影を担当する診療放射線技師から集中治療医師に延長チューブの使用を促すという対策を行なった結果、実態調査時の延長チューブ使用率は 96% (64/67) であった。バックパルスマスク用延長チューブを用いることによって、CT 撮影介助者が患者から 20 cm 程度離れることができるため、「距離逆二乗の法則」により理論上 1/2 程度の線量低減効果が期待される。しかし、実態調査の結果では、バックパルスマスク用延長チューブを用いた際の線量低減効果は、放射線防護眼鏡レンズ外側で 33%，内側で 32% となり、事前に予測された理論値より低い結果となった。この理由として、「距離逆二乗の法則」は放射線源が点線源の場合に成り立つ理論のため、測定する環境(高線量の散乱 X 線発生) では理論値より低い線量低減効果を示したと考える。しかしながら、放射線防護眼鏡内側で 32% の線量低減効果があり、尚且つ CT 撮影時の患者介助の妨げにならないため、バックパルスマスクを用いた換気補助時に延長チューブを用いることの有用性は高いと考える。

すれば、医療従事者と医療施設の双方に特段の負担を強いることなく、理論上 67% (1-(1-0.32)<sup>100</sup>) もの水晶体線量の低減が可能である。しかしながら、年間 CT撮影介助件数が増えた場合や 4-3-14 項の症例報告に示したような緊急時の高線量被ばく事例の場合、バックパルスマスク用延長チューブと放射線防護眼鏡の併用による「多重放射線防護」を実践限度を超える恐れがある。



(a) 延長チューブなし、(b) 延長チューブ(約20 cm)あり。

#### 5-4-5. 放射線防護カーテン

人体ファンтомを用いた実験では、放射線防護カーテン (0.5-mm-Pb 厚相当) の設置によつて約 54% の線量低減が見込まれることが確認された(表 4-16)。放射線防護カーテンを放射線防護眼鏡、延長チューブと併用する「多重放射線防護」を実施することで、85% (1-(1-0.32)<sup>100</sup>) の水晶体線量低減が期待できることが示唆された。

しかしながら、この放射線防護カーテンは、放射線防護衣に用いられている無鉛の遮蔽材から自作したものであるため全体が不透明で、CT撮影介助者が患者を直接観察できないという問題を抱えている、そこで代替え案として、血管造影検査室に設置されている天吊型防護板 (0.5-mm-Pb 厚相当) の増設を検討した。天吊型防護板 (0.5-mm-Pb 厚相当) は、放射線防護カーテンと同等の鉛当量を有するため、50% 程度の線量低減があると推察できる。また、鉛入りの透明なアクリル板を用いているため視界を遮ることなく、介助中にも患者観察を容易に行うことができる。ただし、CT 検査室の構造上の制約や導入口ストがかさむ点から、天吊型防護板の増設は容易でないことに留意する必要がある。

#### 5-4-6. 放射線防護衝立

放射線防護衝立を用いた場合の CT撮影介助例を図 5-5 に示す。放射線防護衝立 (0.8-mm-Pb 厚相当) は、放射線防護眼鏡 (0.07-mm-Pb 厚相当) と比較して鉛当量が 10 倍以上大きく、放射線遮蔽力が非常に高い。また、全面が铅ガラスできており、患者の状態を観察しやすい放射線防護衝立である。人体ファンтомを用いた実験では、放射線防護衝立 (0.8-mm-Pb 厚相当) の設置によつて約 99% の線量低減効果があつた(表 4-17)。放射線防護眼鏡、延長チューブ、放射線防護衝立の 3 種類を併用する「多重放射線防護」を実施することで、ほぼ 100% (1-(1-0.32)<sup>100</sup>) (1-0.99)<sup>100</sup> の水晶体線量低減が期待できる。

ただし、大型 (1800 mm × 900 mm) の放射線防護具のため、CT 検査室のスペース上、設置が困難な場合が多い、患者搬送用ベッドや胸腔ドレーンの低圧持続吸引器等の機材の有無によつては、放射線防護衝立を用いることによって医療事故に繋がる恐れもあるため、取り扱いには注意が必要である。



図 5-5 CT撮影介助時の放射線防護衝立 (0.8-mm-Pb 厚相当) の使用。

5-5. 職種の違いによる眼の水晶体線量  $H_p(3)$  [について職種別に CT撮影介助者の眼の水晶体線量  $H_p(3)$  を評価したこところ、放射線防護眼鏡レンズ外側の測定値(中央値)は、集中治療医師が 0.47 mSv/検査と最も高く、ついで診療放射線技師が 0.37 mSv/検査、小児科医師が 0.30 mSv/検査となつた(表 4-11)。また、放射線防護眼鏡レンズ内側での測定値(中央値)は、集中治療医師が 0.23 mSv/検査、診療放射線技師が 0.17 mSv/検査、小児

科医師が 0.14 mSv/検査となつた（表 4-11）。過去に報告された「治療」目的の CT 透視時に術者が受けける眼の水晶体線量（表 2-1）と比べて、CT 撮影介助者の眼の水晶体線量（ないがれの職種においても 1 桁大きな値になることが、本調査結果から明らかになつた。

CT 撮影介助者の眼の水晶体線量が CT 透視の術者よりも高くなる要因の一つとして、検査時の照射線量の違いが考えられる。実際、Pravata らが CT 透視時の DLP を 124 mGy・cm [27] と報告しているのにに対して、本研究での診断 CT 検査時の DLP は 1462.8 mGy・cm（中央値）であった。診断 CT 検査は、画像診断を行うことを目的としているため、画像ノイズの少ない CT 画像の取得が求められる。AEC を用いた撮影条件の適切な管理と逐次近似画像再構成法を用いたノイズ低減技術によって、診断 CT 検査時の照射線量を低減することは可能である。しかし、これらの技術にも限界があり、CT 透視と同等の照射線量で撮影した場合、ノイズが多く画像診断に支障をきたす。そのため、過度に照射線量を減少させることは困難である。つまり、診断 CT 撮影における照射線量が CT 透視での照射線量より高くなるのは避けようがなく、その差が、「治療」目的の CT 透視術者より CT 撮影介助者の眼の水晶体線量が高くなつた要因の一つであると推察できる。

また、もう一つの要因として、CT 透視術者が被ばく線量低減用の特殊な器具[25, 28, 33, 34]を用いて患者から離れて作業を行つたことで、眼の水晶体線量が低い値を示した可能性が考えられる。

##### 5-5-1. 集中治療医師の眼の水晶体線量 $H_p(3)$ について

集中治療医師が介助に携わった CT 撮影は年間のべ 74 回で、そのうち患者観察が 7 回、バックパックマスクを用いた患者の換気補助が 67 回（表 4-10）であった。集中治療医師の眼の水晶体線量  $H_p(3)$ （中央値）から算出された年間作業可能回数が、放射線防護眼鏡を着用すると 86 回（ $20 \text{ mSv} \div 0.23 \text{ mSv/検査}, \text{未着用だと } 42 \text{ 回 } (20 \text{ mSv} \div 0.47 \text{ mSv/検査})$ ）であったことから、日々行われる CT 撮影介助のすべてを 1 人の集中治療医師が放射線防護眼鏡の装着なしに行えば、水晶体等価線量限度 20 mSv/年を超過する可能性が極めて高い、また、集中治療医師の眼の水晶体線量  $H_p(3)$ （最大値）2.49 mSv/検査（放射線防護眼鏡レンズ外側）を基に年間作業可能回数を算出すると 8 回となることから、何からの放射線防護を講じなければ、容易に年間水晶体等価線量限度を超えることが明らかになつた。

患者の全身状態把握のために多相撮影を多用する集中治療医師は、他の CT 撮影介助者と比較して眼の水晶体線量が高い傾向にある。そのため、CT 撮影患者を介助する医療従事者、とりわけ集中治療医師に対しては、その被ばく線量に見合つた適切な防護策を早急に講じる必要がある。放射線防護眼鏡と放射線防護カーテンで「遮蔽」し、バックパック用延長チューブで「距離」を

とする「多重放射線防護」は、集中治療医師の身体に無理な負担をかけず、かつ医療施設にとって費用の面で合理的に調達可能な放射線防護方法であると考える。この「多重放射線防護」を実現することで、85%の線量が低減され、水晶体等価線量限度 20 mSv/年の遵守が可能になると考へる。

##### 5-5-2. 小児科医師の眼の水晶体線量 $H_p(3)$ について

小児科医師が介助に携わった CT 撮影は年間のべ 6 回で、そのうち患者観察が 1 回、患者の頭部固定が 5 回（表 4-10）であった。小児科医師の眼の水晶体線量  $H_p(3)$ （中央値）から算出された年間作業可能回数が、放射線防護眼鏡を着用すると 142 回（ $20 \text{ mSv} \div 0.14 \text{ mSv/検査}$ ）、未着用だと 66 回（ $20 \text{ mSv} \div 0.3 \text{ mSv/検査}$ ）であったことから、小児科医師が水晶体等価線量限度 20 mSv/年を超過する可能性は低い、水晶体線量  $H_p(3)$ （最大値）1.8 mSv/検査（放射線防護眼鏡レンズ外側）を基に年間作業可能回数を算出しても 16 回であり、やはり年間水晶体等価線量限度を超える恐れは低い。しかしながら、小児科医師は単回の患者介助において 1.0 mSv 以上の被ばくがある場合があり、さらに CT 撮影介助以外にも放射線を用いた検査を施行している。年間の CT 撮影介回数が増加した場合には水晶体等価線量限度 20 mSv/年を超える恐れも出てくるので、そ

の点に留意して放射線防護を実施する必要があると考える。

小児科医師が CT 撮影介助を行う対象は乳児や小児である。小児患者は恐怖や不安などの心理的要因により身体を静止することが困難な場合も多いため、CT 撮影を施行する場合はしばしば鎮静下で行われる。その際は特に、観察による小児患者の呼吸状態の把握が重要である。こうした状況に最も適した「多重放射線防護」は、放射線防護眼鏡と放射線防護カーテンによる「遮蔽」と、ハサードマップで示した CT ガントリー側面への退避であると考える。遮蔽能力が高い放射線防護カーテンを用いることによって、小児科医師の眼の水晶体線量は大幅に低減できると推測される。ただし、患者介助時の有効視野が狭いことから、放射線防護カーテンの取り扱いには十分な注意を払う必要がある。

##### 5-5-3. 診療放射線技師の眼の水晶体線量 $H_p(3)$ について

診療放射線技師が介助に携わった CT 撮影は年間のべ 18 回で、そのうち患者観察が 7 回、患者の頭部固定が 11 回（表 4-10）であった。診療放射線技師の眼の水晶体線量  $H_p(3)$ （中央値）から算出された年間作業可能回数が、放射線防護眼鏡を着用すると 117 回（ $20 \text{ mSv} \div 0.17 \text{ mSv/検査}$ ）、未着用だと 54 回（ $20 \text{ mSv} \div 0.37 \text{ mSv/検査}$ ）であったことから、診療放射線技師が水晶体等価線量限度 20 mSv/年を超過する可能性は低い、また、眼の水晶体線量  $H_p(3)$ （最大値）1.64 mSv/検査（放射線防護眼鏡レンズ外側）を基に年間作業可能回数を算出すると 12 回であった。診療放射線

技術者は成人患者を対象とした頭部固定を 91% (10/11) 実施していた。そのため、眼の水晶体線量  $H_p(3)$  (中央値) と、そこから算出される年間 CT 撮影介助可能回数は、放射線防護眼鏡を着用する  $\div 0.25 \text{ mSv}/\text{検査} \times 80 \text{ 回} (20 \text{ mSv} \div 0.25 \text{ mSv}/\text{検査})$ 、未着用だと  $0.59 \text{ mSv}/\text{検査} \times 33 \text{ 回} (20 \text{ mSv} \div 0.59 \text{ mSv}/\text{検査})$  であった。やはり年間水晶体等価線量限度を超える恐れは低いと考える。

しかし、平成 29 年度に調査された個人被ばく線量の報告で、診療放射線技師の年間平均水晶体等価線量 (126 mSv/年) (表 1-2) が他の職種より高く、年平均実効線量が 2 mSv を超えている者が 3,320 名存在する、とされたことを鑑みると、單回の CT 撮影介助時に 1.0 mSv 以上の被ばくがあることに留意して、放射線防護を実施する必要があると考える。

こうした状況を踏まえると、診療放射線技師に最も適した「多重放射線防護」は、放射線防護眼鏡、放射線防護カーテン、放射線防護衝立の 3 つを組み合わせた「遮蔽」であると考える。特に、放射線防護衝立は非常に高い遮蔽能力を有しており、目の水晶体線量を大幅に低減できると推測される。しかしながら、頭部固定のように突然的に発生する患者介助にも対応するためには、CT 検査室内に放射線防護衝立を常時配置しておかねばならないため、保管の問題を解決する必要がある。

#### 5・6. 多重放射線防護を活用した防護研の提案

放射線診療業務には、医師、看護師、臨床工学技士などが医療チームを形成して從事している。職種や手技内容によって作業内容が異なるため、職種ごと、手技内容ごとに最適な放射線防護方法も異なる。各医療従事者がいつ、どこで、どのように、どれくらい被ばくしているかを調査することで、それぞれの業務に適切な放射線防護策を具体的に講じることができると考える。

本調査開始以前、集中治療医師らに CT 撮影介助時の放射線防護眼鏡着用を勧めたが、視野の悪さや装着する煩わしさを理由に、その装着率は 0% であった。そこで、集中治療医師の主な CT 撮影介助方法であるバックルマスクを用いた換気補助に関して実測を行った結果、集中治療医師の眼の水晶体等価線量 (中央値) は、放射線防護眼鏡着用時が 0.47 mSv/検査、未着用時が 0.23 mSv/検査であった。この値は、一般に水晶体等価線量が高いとされている心臓カテーテル IVR 医よりも 2 倍以上高い。

集中治療医師らに、放射線業務従事者向けの労働衛生教育として通常行われる座学形式の総論的な放射線安全教育に加えて、これらの事実を報告したこと、高線量な被ばくを受けていることに驚いて自ら進んで放射線防護眼鏡を装着するようになり、すぐに装着率 100%となつて定着した。

この結果を受け、実務に沿った水晶体等価線量測定を行い、具体的な放射線防護方法を示す研修を開催することは、放射線防護に対して問題意識の低い医療従事者が行動変化を起こすきっかけになると考える。

5・7. 本研究の産業衛生的な意義  
ICRP の勧告[6]によつて放射線業務従事者の計画被ばく時の眼の水晶体等価線量限度が従来の 150 mSv/年から 20 mSv/年に大幅に引き下げられたことを受け、放射線診療時の医療従事者の労働環境や作業条件を見直す動きがある。特に議論対象となっているのは、被ばく線量が高くなる血管造影検査や ERCP を含む透視検査、CT 透視に従事する医療従事者である。本研究で調査した CT 撮影介助者は、血管造影検査や透視検査等に従事する医療従事者に比べて年間の作業件数が少なく、1 回あたりの作業も短時間 (十数秒) で終了するため、あまり議論されてこなかったが、CT 撮影介助者の職業被ばくが高いことは DLP のデータから想像に難くない、放射線被ばく管理者として、これまで眼の水晶体への有効な放射線防護策を講じてこなかつた診療放射線技師の責任は大きいと言える。

状況に適した放射線防護策を講じる第一歩として本研究で開発した水晶体線量計は、現在国内で販売されている水晶体線量計では困難であった數十  $\mu\text{Sv}$  の測定を可能とした。これにより、放射線診療ごとに眼の水晶体線量リスクを評価することができるようになった。今後これら的眼の水晶体線量情報が蓄積されれば、医療従事者の被ばくの大きさと範囲を合理的に予測することが可能になる。したがつて、この新しく開発した水晶体線量計は、それぞれの医療施設や医療従事者に適したオーダーメードな放射線防護策を講じるためのツールとして有用であると考える。

また、本調査により得られた CT 撮影介助者の眼の水晶体線量  $H_p(3)$  と予測される年間患者介助可能回数を、調査対象となつた医師らに提示したところ、CT 撮影介助時に高線量な被ばくを受けることに驚き、自ら進んで放射線防護眼鏡を用いるようになった。結果、調査開始時には 0% であった放射線防護眼鏡使用率が向上し、100%になった。さらに、CT撮影介助者に対して労働衛生の 3 管理に則つた「多重放射線防護」を行つたことで、労働環境や作業条件が改善された。

以上のことから、本研究の産業衛生的な意義は大きいと考える。

#### 5・8. 本研究の限界

本研究では、放射線防護眼鏡に取り付けた水晶体線量計によって眼の水晶体線量を測定したため、放射線防護眼鏡から散乱した放射線[109]、医療従事者の姿勢[36]、X 線管球位置[185]、および使用装置[85, 110, 111]の影響を個別に評価し、測定誤差を求める必要がある。また、蛍光ガラス線

量計読み取りシステムの校正は、放射線診断領域のエネルギー範囲とは異なる  $^{137}\text{Cs}$  (662 keV) が用いられているため測定値に誤差が生じている可能性がある。これらの理由により、本調査における眼の水晶体線量  $H_{\text{p}}(3)$  の不確実性を完全に無視することはできない、しかしながら、従来の放射線被ばく管理手法である放射線防護衣外側の頭部位置に設置された眼の水晶体線量計から求められる眼の水晶体線量  $H_{\text{p}}(0.07)$  では、眼の近傍で測定された眼の水晶体線量  $H_{\text{p}}(3)$  に比べ、眼の水晶体被ばくを過小評価している報告があるため[16, 18]、我々が開発した眼の水晶体の近傍で測定が可能な水晶体線量計の意義は大きいと考える。特に、年間水晶体等価線量限度を超える可能性が高い集中治療医師は、自身の眼の水晶体線量を把握しておくべきである。

#### 5-9. 今後の展望

本研究で開発した水晶体線量計が IEC 62387 に定められている測定精度基準を満たす線量計であることを証明するため、既存製品である DOSIRIS と開発した水晶体線量計を同一条件で照射し、測定値の誤差から開発した水晶体線量計の不確実性の検討を行う必要がある。また、年間の水晶体等価線量が 150 mSv から 20 mSv に大幅に引き下げられ、線量限度の遵守はもちろんのこと、防護の最適化を行う必要がある[6]。従来型の放射線業務従事者向け労働衛生教育として行われている座学形式の総論的な放射線安全教育だけでは、適切な放射線防護対策を講じることは困難であることが、本研究が明らかになった。そこで、放射線防護をマネジメントするためのツールとして、職種や手技、作業環境などの要因を含めた、オーダーメイドな放射線防護策を提案できるシステム構築の検討を行う。

このオーダーメイドな放射線防護策を講じるには、開発した水晶体線量計と蛍光ガラス線量計が必要になる。しかしながら、蛍光ガラス線量計システムの導入には、蛍光ガラス線量計や線量読み取り装置の購入などで数百万円の初期費用が必要なため、限られた施設のみでしか実施することができない。そこで、開発した水晶体線量計や蛍光ガラス線量計 (GD-352M) の貸し出し、眼の水晶体線量  $H_{\text{p}}(3)$  の算出、オーダーメイドな放射線防護策の提案までを一括して実施する「放射線防護マネジメントシステム」の構築を行い、放射線診療に携わる医療従事者の労働環境の向上を目指す。

#### 5-10. 本研究の公開

本研究で開発した水晶体線量計は、特許出願 (JP 2020-24179A) を行い、2020 年 2 月 13 日に公開された。

また、眼の水晶体線量計の開発および、CT 撮影介助者の眼の水晶体線量の実態調査に関する Heliyon に投稿を行い、2020 年 1 月 19 日にアクセストされた。

本研究の目的は、低線量領域から測定が可能な眼の水晶体線量計の開発、診断CT検査時に患者介助を行う医療従事者の眼の水晶体線量 $H_p(3)$ 調査、多重放射線防護の提案とその効果の見積もりを行うことである。

本研究で開発した水晶体線量計は、数十 $\mu\text{Gy}/\text{手技}$ の低線量測定が可能であり、放射線防護眼鏡に装着しても作業の妨げにならない小型堅量（8g）の線量計である。これにより、医療従事者の身体に無理な負担をかけることなく、眼の近傍での水晶体線量 $H_p(3)$ 測定が可能となった。

この水晶体線量計を用いて、診断目的のCT撮影時の介助者が受けける眼の水晶体線量 $H_p(3)$ を1症例ごとに調査したところ、放射線防護眼鏡の外側での測定値（中央値）は、集中治療医師が0.47 mSv/検査、小児科医師が0.30 mSv/検査、診療放射線技師が0.37 mSv/検査となつた。また、内側での測定値（中央値）は、集中治療医師が0.23 mSv/検査、小児科医師が0.14 mSv/検査、診療放射線技師が0.17 mSv/検査となつた。これらの測定結果から、放射線防護眼鏡を用いずにCT撮影介助を行った場合、集中治療医師は4回/1ヶ月、小児科医師は6回/1ヶ月、診療放射線技師は5回/1ヶ月の介助で、新しい水晶体等価線量限度である20 mSv/年を超える可能性があることが判明した。

しかし、「労働衛生の3管理」の考え方を取り入れ、CT撮影条件の最適化、バックバルブルマスク用延長チューブの使用、放射線防護眼鏡の装着、放射線防護カーテンの使用、放射線防護衝立の設置による「多重放射線防護」を実施すれば、CT撮影介助者と医療施設の双方に過度な負担を課すことなく、年間水晶体等価線量限度（20 mSv/年）を遵守することが可能である。

以上により、新しい水晶体線量計の開発、診断を目的とするCT撮影介助者の眼の水晶体線量 $H_p(3)$ の実態調査、多重放射線防護の提案とその効果の評価という本研究の目的を十分に満たす結果が得られたと考える。

利益相反  
本研究に関する利益相反はありません。

#### 研究倫理

本研究は、この研究は、当大学の倫理委員会（承認番号：R1-054）によって承認され、ヘルシンキ宣言の信条に従って実施されました。

#### 研究費の資金源

本研究の一部は、科学研究費助成事業（18K09959 研究代表：二瓶俊一、19K10498 研究代表：蒲地正幸）および、平成30年度から令和2年度労災疾患臨床研究事業費補助金（研究代表：柳田尚樹）の助成を受けて実施しました。

#### 謝辞

本稿を終えるにあたり、このような研究の機会を与えて下さった指導教官の産業医科大学産業生態科学研究所 岡崎龍史教授に深く感謝申し上げます。また、本研究に関わる学会活動や論文作成に際し多大なご指導、ご助言をいただきました産業医科大学産業生態科学研究所 盛武敬惟教授に深く感謝申し上げます。また、臨床測定および線量計の開発に適切なご助言をいただきました産業医科大学集中治療部 蒲地正幸准教授、二瓶俊一講師に深く感謝申し上げます。さらに、論文作成に際し多大なご助言をいただきました産業医科大学産業保健学部 柳田尚樹教授に深く感謝申し上げます。本稿をご校閲くださいました産業医科大学産業生態科学研究所の児成智美氏、線量計の読み取りや管理を行っていただいた糸長美鶴氏、川越富美子氏、木原貴美氏、被ばく線量測定にご承諾いただきました医療従事者の皆さまに心より感謝申し上げます。

皆様のご支援およびご理解があつたからこそ、このような研究ができましたこと、心より重ねて感謝申し上げます。

## 第7章 参考文献

1. ICRP (1984): Publication 41: Nonstochastic effects of ionizing radiation Ann ICRP 14: 1-33
2. Nakashima E., Neriishi K., Minamoto A. (2006): A reanalysis of atomic-bomb cataract data, 2000-2002; threshold analysis. Health Phys 90: 154-160
3. Neriishi K., Nakashima E., Minamoto A., Fujiwara S., Akahoshi M., Mishima H. K., Kitaoka T., Shore R. E. (2007): Postoperative cataract cases among atomic bomb survivors: radiation dose response and threshold. Radiat Res 168: 404-408
4. Wongub B. V., Kandiyev Y. I., Sergiyenko N. M., 他 (2007): Cataracts among Chernobyl clean-up workers: implications regarding permissible eye exposures. Radiat Res 167: 233-243
5. ICRP (2011): ICRP Statement on Tissue Reactions
6. ICRP (2012): ICRP Statement on Tissue Reactions / Early and Late Effects of Radiation in Normal Tissues and Organs – Threshold Doses for Tissue Reactions in a Radiation Protection Context. Ann ICRP 41: 1-322
7. 厚生労働省労働基準局安全衛生部長 (2017): 放射線業務における眼の水晶体の被ばくに係る放射線障害防止対策について. 厚生労働省 基安発 0418 第4号: pp 1 - 2
8. RCR (1998): Making the Best Use of a Department of Clinical Radiology, 4 th Edition. Royal College of Radiologists, London, UK
9. Shrimpton PC, Jones DG, Hillier MC, Britain MC, Britain Great (1991): Survey of CT practice in the UK Part 2: Dosimetric aspects
10. UNSCEAR (2010): Sources and effects of ionizing radiation. Report to the General Assembly, with scientific annexes. UNSCEAR 2008 Report 1
11. 厚生労働省 (2018): 第4回医療放射線の適正管理に関する検討会, 医療被ばくの適正管理のあり方にについて
12. 株式会社千代田テクノル (2018): 平成 29 年個人線量の実態、放射線安全管理総合情報雑誌 FB news 501
13. 厚生労働省 (2019): 眼の水晶体の被ばく限度の見直し等に関する検討会 報告書. <https://www.mhlw.go.jp/content/11303000/000549964.pdf> (Accessed 2020 年 11 月 1 日)
14. Vanhaever F., Carinou E., Domienik J., 他 (2011): Measurements of eye lens doses in interventional radiology and cardiology: Final results of the ORAMED project. Radiation Measurements 46: 1243-1247
15. Moritake T., Matsumaru Y., Takigawa T., Nishizawa K., Matsumura A., Tsuobi K. (2008): Dose measurement on both patients and operators during neurointerventional procedures using photoluminescence glass dosimeters. AINR Am J Neuroradio 29: 1910-1917
16. Kato M., Chida K., Ishida T., Toyoshima H., Yoshida Y., Yoshioka S., Moroi J., Kinoshita T. (2019): Occupational Radiation Exposure of the Eye in Neurovascular Interventional Physician. Radiat Prot Dosimetry 185: 151-156
17. Wong J. H. D., Anem L. E. A., Tan S. K., Ng K. H. (2019): Eye lens dose of medical personnel involved in fluoroscopy and interventional procedures at a Malaysian Hospital. Phys Med 68: 47-51
18. Haga Y., Chida K., Kaga Y., Sota M., Meguro T., Zaguchi M. (2017): Occupational eye dose in interventional cardiology procedures. Sci Rep 7: 569
19. O'Connor U., Walsh C., Gallagher A., Dowling A., Guiney M., Ryan J. M., McEniff N., O'Reilly G. (2015): Occupational radiation dose to eyes from interventional radiology procedures in light of the new eye lens dose limit from the International Commission on Radiological Protection. Br J Radiol 88: 20140627
20. O'Connor U., Gallagher A., Malone L., O'Reilly G. (2013): Occupational radiation dose to eyes from endoscopic retrograde cholangiopancreatography procedures in light of the revised eye lens dose limit from the International Commission on Radiological Protection. Br J Radiol 86: 20120289
21. Matsubara K., Takei Y., Mori H., Kobayashi I., Noto K., Igashri T., Suzuki S., Akahane K. (2020): A multicenter study of radiation doses to the eye lenses of medical staff performing non-vascular imaging and interventional radiology procedures in Japan. Phys Med 74: 83-91
22. Lee B., Kim M. S., Eum D., Min K. T. (2019): The radiation environment of anaesthesiologists in the endoscopic retrograde cholangiopancreatography room. Sci Rep 9: 9124
23. Joemai R. M., Zwers D., Obermann W. R., Gelejins J. (2009): Assessment of patient and occupational dose in established and new applications of MDCT fluoroscopy. AJR Am J Roentgenol 192: 881-886
24. Silverman S. G., Tuncali K., Adams D. F., Nawiel R. D., Zou K. H., Judy P. F. (1999): CT fluoroscopy-guided abdominal interventions: techniques, results, and radiation exposure. Radiology 212: 673-681
25. Samiento S., Pereira J. S., Sousa M. I., 他 (2018): The use of needle holders in CT guided biopsies as a dose reduction tool. J Appl Clin Med Phys 19: 250-258
26. Paulson E. K., Shearor D. H., Enterline D. S., McAdams H. P., Yoshizumi T. T. (2001): CT fluoroscopy-guided interventional procedures: techniques and radiation dose to radiologists.

- Radiology 220: 161-167
27. Pravata E., Presilla S., Roccatagliata L., Gianfoni A. (2018): Operator radiation doses during CT-guided spine procedures. *Clin Neurol Neurosurg* 173: 105-109
28. Neeman Z., Dromi S. A., Sarin S., Wood B. J. (2006): CT fluoroscopy shielding: decreases in scattered radiation for the patient and operator. *J Vasc Interv Radiol* 17: 1999-2004
29. Daly Barry, Krebs Thorsten L., Wong-You-Cheong Jade J., Wang Steven S (1999): Percutaneous abdominal and pelvic interventional procedures using CT fluoroscopy guidance. *AJR American journal of roentgenology* 173: 637-644
30. Gyekye PK., Becker F., Mensah SY., Emi-Reynolds G (2016): Optimisation of scatter radiation to staff during CT-Fluoroscopy: Monte Carlo studies. *Radiation protection dosimetry* 170: 393-397
31. Mellenberg David E., Sato Yutaka, Thompson Brad H., Warnock Niall G (1999): Personnel exposure rates during simulated biopsies with a real-time CT scanner. *Academic radiology* 6: 687-690
32. Heusch Philipp, Kröpil Patrik, Buchbender Christian, Alissa Joel, Lanzman Roem S., Heusner Till A., Ewen Klaus, Antoch Gerald, Fürst Günther (2014): Radiation exposure of the radiologist's eye lens during CT-guided interventions. *Acta Radiologica* 55: 86-90
33. Stoedelhuber B. M., Leibbecke T., Schulz E., Melchert U. H., Bergmann-Koester C. U., Helmberger T., Gellissen J. (2005): Radiation dose to the radiologist's hand during continuous CT fluoroscopy-guided interventions. *Cardiovasc Intervent Radiol* 28: 589-594
34. Kato Ryoichi, Katada Kazuhiko, Anno Hirofumi, Suzuki Shioichi, Ida Yoshihiro, Koga Sukehiko (1996): Radiation dosimetry at CT fluoroscopy: physician's hand dose and development of needle holders. *Radiology* 201: 576-578
35. N. Al-Haj A., M. Lobrigueto A., S. Lagarde C (2003): Occupational doses during the injection of contrast media in paediatric CT procedures. *Radiation protection dosimetry* 103: 169-172
36. Miyajima Ryuchi, Fujibuchi Toshioh, Miyachi Yusuke, Tateishi Satoshi, Uno Yoshinori, Amakawa Kazutoshi, Ohura Hiroki, Orita Shinichi (2018): Effective Techniques to Reduce Radiation Exposure to Medical Staff during Assist of X-ray Computed Tomography Examination. *Nihon Housyasan Giyutsu Gakkai Zasshi* 74: 326-334
37. Sookpong Supavitoo, Martin Colin J., Kadman Bouripat (2019): Eye Lens Radiation Doses to Miscentering Patients and Health-Care Staff From Head Computed Tomography. *Journal of Radiology Nursing* 38: 193-199
38. 富田博信, 諸澤邦彦 (2004): OSL 線量計を用いた MDCT 装置の CT 室内散乱線分布の測定. 日本放射線技術学会雑誌 60: 1550-1554
39. 西村真由子, 小栗裕二 (2016): X 線 CT 検査室における散乱線量分布の解析. 大阪物療大学紀要 4: 41-45
40. Goshima S., Kanematsu M., Nishihara H., Miyazawa D., Kondo H., Moriyama N., Bae K. T. (2013): Image quality and radiation exposure in CT of the pancreas: 320-MDCT with and without adaptive iterative dose reduction versus 64-MDCT. *Clin Radiol* 68: e593-600
41. NEIFZGER M DEAN, MILLER ROBERT J., FUJINO TADASHI (1969): Eye findings in atomic bomb survivors of Hiroshima and Nagasaki: 1963-1964. *American journal of epidemiology* 89: 129-138
42. Han William T (1953): Radiation cataract. *AMA Archives of Ophthalmology* 50: 618-643
43. Ishii H., Haga Y., Soita M., Inaba Y., Chida K. (2019): Performance of the DOSIRIS eye lens dosimeter. *J Radiol Prot* 39: N19-N26
44. Silva E. H., Knezevic Z., Struelens L., Covens P., Ueno S., Vanhaever F., Buls N. (2016): Energy and Angular Dependence of Radiophotoluminescent Glass Dosimeters for Eye Lens Dosimetry. *Radiat Prot Dosimetry* 170: 208-212
45. Manninen A. L., Korirula A., Nieminen M. T. (2012): The applicability of radiophotoluminescence dosimeter (RPLD) for measuring medical radiation (MR) doses. *Radiat Prot Dosimetry* 151: 1-9
46. Silva E. H., Struelens L., Covens P., Ueno S., Koguchi Y., Vanhaever F., Buls N. (2018): Optimization of a Radiophotoluminescent Glass Dosimeter for Occupational Eye Lens Dosimetry in Interventional Radiology/Cardiology. *Radiat Prot Dosimetry* 182: 177-183
47. ICRP (2007): Publication 103: The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection Ann ICRP 57: 1-332
48. ICRP (1991): Publication 60: The 1990 recommendations of the International Commission on Radiological Protection Ann ICRP 21
49. ICRP (1996): Publication 73: Radiological Protection and Safety in Medicine. Ann ICRP 26
50. Vassileva Jenia, Rehani M., Kostova-Lefterova Desislava, Al-Naemi Huda M., Al Suwaidi Jamila Salem, Arandjic Danijela, Bashier Einas Hamed Osman, Kodulovich Renha Simone, El-Nacheff Leila, Aguilar JG (2015): A study to establish international diagnostic reference levels for paediatric computed tomography. *Radiation protection dosimetry* 165: 70-80
51. Foley Shane J., McEntee Mark F., Rainford Louise A (2012): Establishment of CT diagnostic reference levels in Ireland. *The British journal of radiology* 85: 1390-1397

52. Hart D, Hillier MC, Wall BF (2009): National reference doses for common radiographic, fluoroscopic and dental X-ray examinations in the UK. *The British journal of radiology* 82: 1-12
53. Billinger Jochen, Nowony Robert, Homolka Peter (2010): Diagnostic reference levels in pediatric radiology in Austria. *European radiology* 20: 1572-1579
54. Kiljunen T, Jarvinen H, Savolainen S (2007): Diagnostic reference levels for thorax X-ray examinations of paediatric patients. *The British journal of radiology* 80: 452-459
55. McCollough Cynthia, Brannah Theresa, Herlihy Vince, Bhargavan Mythreyi, Robbins Lavonne, Bush Krista, McNitt-Gray Michael, Payne J Thomas, Ruckdeschel Tom, Pfeiffer Doug (2011): Diagnostic reference levels from the ACR CT accreditation program. *Journal of the American College of Radiology* 8: 795-803
56. Korpela H, Bly R, Vassileva J, Ingilizova K, Stoyanova T, Kostadinova I, Slavchev A (2010): Recently revised diagnostic reference levels in nuclear medicine in Bulgaria and in Finland. *Radiation protection dosimetry* 139: 317-320
57. Shrimpton PC, Hillier MC, Lewis MA, Dunn M (2006): National survey of doses from CT in the UK. *The British journal of radiology* 79: 968-980
58. J-RIME (2015): 日本の診断参考レベル (2015 年版). <http://www.radher.jp/J-RIME/report/DRLhoukokuyoEng.pdf> (Accessed 2020 年 11 月 1 日)
59. J-RIME (2020): 日本の診断参考レベル (2020 年版). [http://www.radher.jp/J-RIME/report/JapanDR1.2020\\_jp.pdf](http://www.radher.jp/J-RIME/report/JapanDR1.2020_jp.pdf) (accessed 2020 年 11 月 1 日)
60. ICRP (2007): Publication 105: Radiological protection in medicine. *Ann ICRP* 37: 1-64
61. 厚生労働省 (2017): 電離放射線障害防止規則 (昭和 47 年労働省令第 41 号) . 第 4-7 条, 第 8 条第 1 項, 同条第 3 項第 1-3 号
62. 厚生労働省 (2018): [医療法施行規則 (昭和 32 年厚生省令第 50 号) 第 30 条の 18 第 2 項第 2,4 号, 第 30 条の 27
63. ICRP (1996): Publication 74: Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation. *Ann ICRP* 23
64. de Gonzalez Amy Berrington, Darby Sarah (2004): Risk of cancer from diagnostic X-rays: estimates for the UK and 14 other countries. *The lancet* 363: 345-351
65. Fujimichi Yuki, Hamada Nobuyuki, Kosako Toshio (2014): There will be early-and late-onset radiation cataracts that may arise by different pathomechanisms. *Hoken Butsuri* 49: 131-138
66. COGAN DAVID G, DREISLER KNUD (1953): Minimal amount of X-ray exposure causing lens opacities in the human eye. *AMA Archives of Ophthalmology* 50: 30-34
67. Britten MJA, Hahn Keith E, Meredith WI (1966): Radiation cataract—new evidence on radiation dosage to the lens. *The British Journal of Radiology* 39: 612-617
68. Merritt GR (1957): A clinical study of radiation cataracts and the relationship to dose. *Am J Roentgenol* 5: 759-785
69. ICRP (2003): Publication 92: Relative biological effectiveness (RBE), quality factor (Q), and radiation weighting factor (wr). *Ann ICRP* 33: 1-121
70. Chylack L. T., Jr., Peterson L. E., Ferveson A. H., Wear M. L., Manuel F. K., Tung W. H., Hardy D. S., Marak L. J., Cucinotta F. A. (2009): NASA study of cataract in astronauts (NASA-C). Report I: Cross-sectional study of the relationship of exposure to space radiation and risk of lens opacity. *Radiat Res* 172: 10-20
71. Blakely EA, Kleiman Norman J, Neriishi K, Chodick G, Chylack LT, Cucinotta FA, Minamoto A, Nakashima E, Kunagami T, Kitakata T (2010): Radiation cataractogenesis: epidemiology and biology. *Radiation research* 173: 709-717
72. Chodick G, Bekiroglu N, Hauptmann M, 他 (2008): Risk of Cataract after Exposure to Low Doses of Ionizing Radiation: A 20-Year Prospective Cohort Study among US Radiologic Technologists. *American Journal of Epidemiology* 168: 620-631
73. Junk AK, Haskal Z, Wongul BV (2004): Cataract in interventional radiology—an occupational hazard? *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 45: 388-388
74. Van Eliseo, Kleiman Norman J, Duran Ariel, Rehani Madan M, Esheverri Dario, Cabrera Mariana (2010): Radiation cataract risk in interventional cardiology personnel. *Radiation research* 174: 490-495
75. Rothstein H, Wongul BV, Medvedovsky Jr C, Merriam George R (1982): G<sub>0</sub>/G<sub>1</sub> Arrest of Cell Proliferation in the Ocular Lens Prevents Development of Radiation Cataract. *Ophthalmic research* 14: 215-220
76. Holzclaw DS, Rothstein H, Medvedovsky C, Wongul BV (1994): Modulating radiation cataractogenesis by hormonally manipulating lenticular growth kinetics. *Experimental eye research* 59: 291-296
77. Wongul BV, Rothstein H (1975): Radiation cataract and mitosis. *Ophthalmic Research* 7: 21-32
78. Alter AJ, Leinfelder PJ (1953): Roentgen-ray cataract: effects of shielding of the lens and ciliary body. *AMA Archives of Ophthalmology* 49: 257-260

79. Punteney Irving, Schloch David (1953): Studies on the mechanism of lens injury in radiation cataract. Transactions of the American Ophthalmological Society 51: 285
80. Leinfelder PJ, Riley EF (1956): Further studies of effects of x-radiation on partially shielded lens of rabbit. AMA archives of ophthalmology 55: 84-86
81. Di Paola M, Bianchi M, Baan J (1972): RBE values for lens opacification in mice exposed to a 400 MeV neutron beam. CNEN, Rome
82. Koshi Shigeji (1996): A Basic Framework of Working Environment Control for Occupational Health in Japan. Industrial health 34: 149-165
83. 永井良三, 粿井一夫, 家坂義人, 石綿清雄, 菊池透, 櫻田春水, 庄田守男, 宋寅傑, 和泉徹, 大江透 (2006): 術器診療における放射線被ばくに関するガイドライン. Circulation journal: official journal of the Japanese Circulation Society 70: 1247-1299
84. Sato Tatsuhiko, Iwanoto Yosuke, Hashimoto Shintaro, Ogawa Tatsuhiko, Furuta Takuuya, Abe Shin-ichiro, Kai Takeshi, Tsai Pi-En, Matsuda Norihiro, Iwase Hiroshi (2018): Features of particle and heavy ion transport code system (PHITS) version 3.02. Journal of Nuclear Science and Technology 55: 684-690
85. Rivett C., Dixon M., Matthews L., Rowles N. (2016): An Assessment of the Dose Reduction of Commercially Available Lead Protective Glasses for Interventional Radiology Staff. Radiat Prot Dosimetry 172: 443-452
86. Nishizawa K, Moritake T, Matsumaru Y, Tsuibo K, Iwai K (2003): Dose measurement for patients and physicians using a glass dosimeter during endovascular treatment for brain disease. Radiation protection dosimetry 107: 247-252
87. Asahara Takashi, Hayashi Hiroaki, Goto Sota, Tomita Emi, Kimoto Natsumi, Miura Yoshiaki, Asakawa Takumi, Kanazawa Yuki, Katsumata Akitoshi, Higashino Kosaku (2018): Exposure dose measurement during diagnostic pediatric X-ray examination using an optically stimulated luminescence (OSL) dosimeter based on precise dose calibration taking into consideration variation of X-ray spectra. Radiation Measurements 119: 209-219
88. IAEA (2014): Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards IAEA Safety Standards General Safety Requirements Part 3 No. GSR Part 3: International Atomic Energy Agency Vienna
89. IAEA (2013): Implications for occupational radiation protection of the new dose limit for the lens of the eye
90. IAEA (2018): General Safety Guide No.GSG 7 Occupational Radiation Protection
91. ICRP (1997): Publication 75: General principles for the radiation protection of workers. Ann ICRP 27: 1-60
92. Nagamoto Keisuke, Moritake Takashi, Nakagami Koichi, Morita Koichi, Matsuzaki Satomi, Nihei Shun-ichi, Kanohi Masayuki, Kumagai Naoki (2021): Occupational radiation dose to the lens of the eye of medical staff who assist in diagnostic CT scans. Heliyon 7
93. 満瀬敏房, 白石祐太, 中野聰, 福田千晶, 長沼治, 原田耕平, 伊藤広行 (2016): Size-specific dose estimates (SSDE) 算出のための size correction factor の検討. 日本放射線技術学会雑誌 72: 727-734
94. 村松聰, 幸野伸吾, 佐藤和宏 (2020): 超高精細 CT のボリュームフィルタの違いにおける X 線線質の評価. 日本 CT 技術学会雑誌 8: 1
95. Tucker D. M., Barnes G. T., Chakraborty D. P. (1991): Semiempirical model for generating tungsten target x-ray spectra. Med Phys 18: 211-218
96. J.H.Hubbell, S.M.Seltzer (1995): Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-Absorption Coefficients from 1 keV to 20 MeV for Elements Z = 1 to 92 and 48 Additional Substances of Dosimetric Interest. Physical Reference Data (NISTIR 5632), National Institute of Standards and Technology.
97. Dautre J., Gouriou J., Bordy J.M. (2009): Conversion coefficients from air kerma to personal dose equivalent Hp(3) for eye-lens dosimetry. CEA-R-6235 Saclay
98. Regnatto Marcel, Goldhagen Paul, Neumann Sonja (2002): Spectrum unfolding, sensitivity analysis and propagation of uncertainties with the maximum entropy deconvolution code MAXED. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment 476: 242-246
99. 長島宏幸, 須永眞一, 見留豊久, 小屋栄一, 武井宏行, 松原國夫, 小倉敏裕, 白石明久, 下瀬川正幸, 保科正夫 (2005): X 線 CT 装置の線量評価に不可欠な実効エネルギーの新たな測定および算出法の検討. 日本放射線技術学会雑誌 61: 385-391
100. 飯田泰治, 館登公也, 三井涉, 高田忠徳, 山本友行, 松原孝祐 (2011): 銅製パイプ型吸収体を用いた新しい実効エネルギー測定法. 日本放射線技術学会雑誌 67: 1183-1191
101. 東田善治 (1996): マンモグラフィの特徴と品質管理の必要性. 放射線医学物理 16: 172-177
102. 高橋秀樹, 小笠原克彦, 伊藤広行, 山本強 (2000): マンモグラフィの被曝線量評価と最適

- 撮影条件設定 電子情報通信学会技術研究報告 MI 医用画像 100: 37-42
103. Yun E. J., Cho S. G., Park S., Park S. W., Kim W. H., Kim H. J., Suh C. H. (2004): Gallbladder carcinoma and chronic cholecystitis: differentiation with two-phase spiral CT. *Abdom Imaging* 29: 102-108
104. Yaqoob I., Bari V., Usman M. U., Munir K., Moshtarak F., Akhtar W. (2004): The evaluation of hepatocellular carcinoma with biphasic contrast enhanced helical CT scan. *J Pak Med Assoc* 54: 123-127
105. 日本工業規格 (2016): 診断用 X 線に対する防護用具-第 3 部：防護衣、眼鏡及び患者防護シールド. JIS T 6133-3
106. 加藤京一, 安田光慶, 佐藤久弥 (2020): 眼の水晶体内に対する放射線防護眼鏡の開発. 昭和学士会雑誌 80: 323-329
107. 檜田尚樹 (2019): 十分な放射線防護を行つても、なお高い被ばく線量を眼の水晶体に受け可能のある労働者に関する実態調査について・フィージビリティ検証及び質的評価に係る結果. <https://www.mnlw.go.jp/content/11201000/000519683.pdf>(Accessed 2020 年 11 月 1 日)
108. 檜田尚樹 (2019): 十分な放射線防護を行つても、なお高い被ばく線量を眼の水晶体に受け可能のある労働者に関する実態調査について . <https://www.mnlw.go.jp/content/11201000/000534350.pdf>(Accessed 2020 年 11 月 1 日)
109. Tanaka T., Matsubara K., Fukuda A., Kobayashi S. (2019): Estimation of Hp(3) to the eye lens of interventional radiologists - Relation between the eye lens dose and radiologist's height. *Radiat Prot Dosimetry* 187: 409-417
110. van Rooijen B. D., de Haan M. W., Das M., Arnoldussen C. W., de Graaf R., van Zwam W. H., Backes W. H., Leukens C. R. (2014): Efficacy of radiation safety glasses in interventional radiology. *Cardiovasc Intervent Radiol* 37: 1149-1155
111. Mao L., Liu T., Caracappa P. F., Lin H., Gao Y., Dauer L. T., Xu X. G. (2019): Influences of operator head posture and protective eyewear on eye lens doses in interventional radiology: A Monte Carlo Study. *Med Phys* 46: 2744-2751

**DICOM-RDSR情報を活用した脳血管撮影患者の最大入射皮膚線量推定法の  
最適化に関する研究**

**博士論文**

DICOM-RDSR情報を活用した脳血管撮影患者の最大入射皮膚線量  
推定法の最適化に関する研究

Optimization of the maximum skin dose estimation method using DICOM-RDSR  
for cerebral angiography

産業医科大学医学研究院 産業衛生学専攻  
Graduate School of Occupational Health,  
Graduate School of Medical Science,  
University of Occupational and Environmental Health, Japan

茂呂田 孝一  
Koichi Morota

**【目的】**近年、脳血管内治療は著しく進歩し増加傾向にある。外科手術によって侵襲が少なくて、患者にもたらす恩恵は大きい。一方で、長時間の手技によって線量が増加し、脱毛など組織反応の発生が報告されている。患者の組織反応回避には、正確な最大皮膚線量( $D_{skin,max}$ )を知ることが重要であるが、実際には困難なことが多い。そこで、線量情報を記録した Digital Imaging and Communication in Medicine - Radiation Dose Structured Report(DICOM-RDSR)を利用し、手技中リアルタイムに表示される患者基準点の総空気カーマ( $Total\ Ka,r$ )から $D_{skin,max}$ の推定最大入射皮膚線量( $D_{skin,max,Ka}$ )を正確に求めることを目的とした。

**【方法】**まず直接法として、蛍光ガラス線量計(radio photo luminescence glass dosimeter; RPLGD)を使用し、RPLGDで測定した最大入射皮膚線量を $D_{skin,max,RPLGD}$ とした。次に間接法として、臨床例51例(治療8例を含む)(基礎データ)の $D_{skin,max,RPLGD}$ と $Total\ Ka,r$ の比( $D_{skin,max,RPLGD}/Total\ Ka,r$ )の平均値を変換係数1とし、 $Total\ Ka,r$ に乘じて $D_{skin,max,Ka}$ を得た(推定モデル1)。続いて、DICOM-RDSRより関連する要因を調査し、最も相關の高かった透視空気カーマと総空気カーマの比である透視線量比(Fluoro,  $Ka,r/Total\ Ka,r$ )の2次関数を求めた(推定モデル2)変換係数2を $Total\ Ka,r$ に乗じることで、リアルタイムの最大入射皮膚線量の推定値( $D_{skin,max,Ka}$ )を得た。この推定モデル1と2の誤差を比較し、さらに、時期の異なる臨床例51例(治療8例を含む)(検証データ)を用いて検証を行った。

**【結果】**推定モデル1の変換係数1である $D_{skin,max,RPLGD}/Total\ Ka,r$ は、DICOM-RDSRより抽出した要因より、最も相關した透視線量比の2次式で補正された。基礎データの推定モデル1よりも2において誤差は改善し、直接法で得た $D_{skin,max,RPLGD}$ との相関も上昇した。検証データでも同様の結果が得られた。

**【考察】**現在DICOM-RDSRは装置が義務付けられている。DICOM-RDSRには透視や撮影のイベント毎に詳細な情報が保持されるため、多彩な解析法が考えられる。血管撮影ではX線の入射角の変動が最大線量部位置の変化に大きく関わる。本研究は、X線の入射角の変化と $D_{skin,max,RPLGD}/Total\ Ka,r$ の変動を透視線量比の2次式で適切に説明できることを見いだした初の報告となる。

**【結論】**DICOM-RDSRを利用した透視線量比による症例毎の変換係数の補正で、最大入射皮膚線量の推定精度が向上した。

目次	
第1章 序論	1
1.1. 研究の背景	1
1.1.1. 医療被ばくの現状と血管撮影による被ばくの実態	1
1.1.2. 国内におけるIVRの動向	2
1.1.3. 国際放射線防護委員会による勧告と国内外の状況	4
1.1.4. 日本のDRIの現状について	6
1.1.5. DICOM-RIS/Rの普及	8
第2章 研究の目的	13
第3章 関連研究の整理	15
3.1. 調査研究	15
3.1.1. IVR時の皮膚線量	15
3.1.2. DICOM-RIS/Rを用いて線量管理を実施した研究	15
3.1.3. IVRにおける患者の入射皮膚線量評価法を調査した研究	16
3.1.4. RADIREC®システムを用いた患者皮膚表面線量の測定について	17
3.1.5. 頭頸部領域IVR時の患者皮膚線量測定について	19
3.1.6. RADIRECを用いた患者皮膚線量測定について	19
3.1.7. 放射線皮膚傷害に関する $D_{skin,max}$ 測定の意義	22
3.1.8. 直接法による $D_{skin,max}$ の評価	23
3.1.9. 間接法による $D_{skin,max}$ の評価	24
3.1.10. $D_{skin,max}$ の評価	25
3.1.11. 調査結果のまとめ	25
3.2. 研究に係る基礎的事項	27
3.2.1. 防護の基本原則	27
3.2.2. 正当化	27
3.2.3. 最適化	27
3.2.4. 線量限度	28
3.2.5. 線量拘束値と参考レベル	28
3.2.6. 被ばくのカテゴリー	29
第4章 方法	38
4.1. 脳血管撮影患者の $D_{skin,max}$ 推定法の問題点	38
4.2. 調査方針	39
4.3. 調査方法	40
4.3.1. 被ばく線量の測定対象	40
4.3.2. 使用機器	40
4.3.3. NIRを受けた患者の皮膚表面線量の線量測定	41
4.3.4. RPLGDのX線エネルギー校正	41
4.3.5. 直接推定法: RPLGDを用いて $D_{skin,max,RPLGD}$ を推定する方法	42
4.3.6. 間接推定法: 任意の定数で変換係数1( $C_{F_{K_a,constant}}$ )を与えてTotal $K_{a,r}$ から $D_{skin,max}$ を推定する方法(推定モデル1)	43
4.3.7. 間接推定法: 任意の関数で変換係数2( $C_{F_{K_a,function}}$ )を与えてTotal $K_{a,r}$ から $D_{skin,max}$ を推定する方法(推定モデル2)	43
4.3.8. 推定モデル1と2による $D_{skin,max,K_a}$ 推定精度の比較	43
4.3.9. 檢証データを用いた推定モデル1と2の推定精度の検証	44
4.3.10. 統計	44
第5章 結果	45
5.1. 直接推定法による $D_{skin,max,RPLGD}$ の推定	45

5・2.	間接推定法(推定モデル1)による $D_{skin,max,Ka}$ の推定.....	50
5・3.	間接推定法(推定モデル2)による $D_{skin,max,Ka}$ の推定.....	52
5・4.	推定モデル1と2による $D_{skin,max,Ka}$ 推定精度の比較.....	56
5・5.	検証データを用いた推定モデル1と2の推定精度の検証.....	58
第6章 考察 .....		71
6・1.	IVRにおける患者の入射皮膚線量評価方法.....	71
6・1・1.	術中リアルタイム $D_{skin,max,Ka}$ を推定する変換係数.....	71
6・1・2.	検証データセットの解析.....	73
6・1・3.	$D_{skin,max,RPLGD}/Total K_{a,r}$ の補正効果.....	74
6・2.	IVR時の患者の皮膚線量の把握.....	78
6・3.	RPI/GDのエヘルギー特性が校正定数に与える影響.....	78
6・4.	DICOM-RDSRを用いた線量管理.....	79
6・5.	推定モデル1と推定モデル2による $D_{skin,max}$ 推定の精度比較.....	80
6・6.	異なる期間の症例に対し、症例毎に調整した変換係数2( $Cf^2 K_{a,function}$ )を用いた検証	81
6・7.	産業医学的意義.....	82
6・8.	本研究の限界.....	83
第7章 総括 .....		85
	略語集 .....	87
	参考文献 .....	89

DICOM-RDSR情報を活用した  
脳血管撮影患者の最大入射皮膚線量推定法の最適化に関する研究

1-1-1. 医療被ばくの現状と血管撮影による被ばくの実態  
血管撮影(血管造影と同義語)は、X線透視下(以後透視と表記する)でカテーテルなどを用い、目的の血管に造影剤を注入しながらX線撮影を行う検査法である。特に、X線透視画像を観察しながら標的となる病変の治療を行う医療技術のことはinterventional radiology(IVR)と呼ばれる。IVRは放射線介入医療と訳されることもあるが、日本インターベンショナルラジオロジー学会(Japanese Society of Interventional Radiology: JSIR)では一般の方にも分かりやすいよう画像下治療と記している。

IVRは、外科手術に比べて低侵襲なことから、患者への身体的負担の軽減や入院期間の短縮による医療費の削減などの恩恵をもたらしている。一方で、使用するデバイスの開発スピードが早く、適応範囲が拡大しており、治療に時間を要する複雑な手技も増加している。結果として、透視時間の延長や撮影回数の増加に伴う放射線被ばくのリスクが高くなり、脱毛など組織反応(以前の確定的影響)の発生事例が報告されている[1-6]。IVRの中でも代表的な血管内治療は、診断目的の血管撮影に比べ線量過多になる傾向がある。特に、手技が複雑な疾患や、患者側の要因で動脈硬化症などカテーテル操作が困難な場合、結果として脱毛などの組織反応が一定数発生してしまう。

また、この状況は、患者のみならず放射線業務に従事する医療従事者の被ばくにも直結するため、適切な管理が為されない場合、法定の線量限度を超えたる、個人の健康被害につながったりする可能性がある[7]。このような状況下にあっても放射線自体は人の五感を感じることがないため、危険な作業環境であることが意識されず、放射線防護に無関心なまま業務に臨む医療従事者も存在する。

放射線業務に従事する医療従事者の放射線防護に対する無関心は、診断や治療に寄与しない無駄な透視、撮影回数の増加、必要以上に広い範囲への照射、不必要な画像の过大表示といった不適切な使用によって患者線量の被ばく線量を増加させてしまう可能性がある。国際放射線防護委員会(International Commission on Radiological Protection: ICRP)は、ある種のIVRにおける患者の皮膚線量が、がんの放射線治療で照射される割合線量に達すると注意喚起している。結果として脱毛や皮膚紅斑、放射線白内障などの組織反応(確定的影響)、将来の白血病や癌などを発症するリ

スク(確率的影響)の増加につながる可能性がある。一方、医療従事者においても、不適切な装置の使用、未熟な操作技術、最適でない安全対策の実施によって被ばく増大にも繋がっている可能性について報告している[7]。

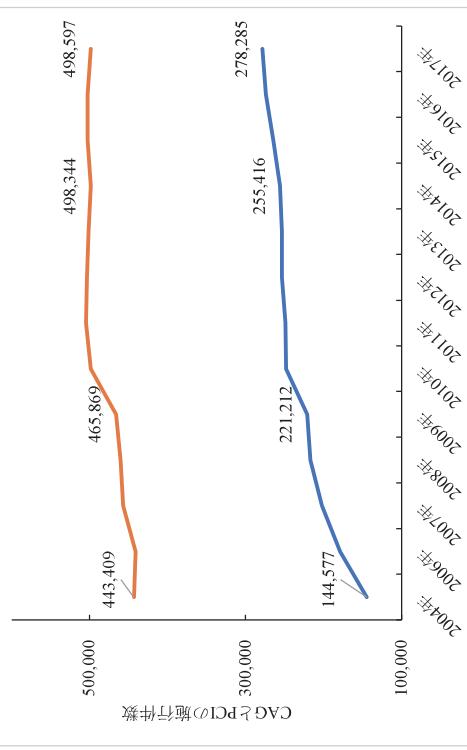
#### 1-1-2. 国内におけるIVRの動向

IVRは年々増加傾向にある。2010年には外科系学会を中心となり、臨床の医療情報に関するビッグデータを元に医療の質の向上に資する分析を行う National Clinical Database (NCD) を立ち上げ、血管撮影などの実施動向が記録されるようになった。しかし、本研究で対象とする脳血管内治療は比較的新しい手技であるため、10年単位の過去の動向は公開されていない。そこで、日本循環器学会の循環器疾患診療実態調査報告書を参考にした[8, 9]。

2004年に調査が開始された循環器疾患診療実態調査報告書では、冠動脈造影検査 (Coronary angiography: CAG) の年間施行件数は約44.3万件、経皮的冠動脈インターベンション (Percutaneous Coronary Intervention: PCI) は約14.5万件であった。5年後の2009年には、CAGが約46.6万件、PCIは約22.1万件となり、さらに5年後の2014年には、CAGが約49.8万件、PCIは約25.5万件に達している。その10年間に診断目的のCAGが徐々に増加しているのに対し、治療目的のPCIは2倍に迫る勢いで増加している。2017年(2018年度)の報告では、CAGが約49.8万件、PCIは約27.8万件となり、2014年の報告に比べ、PCIは約2万件増加しているが、CAGに関してはもはや増加していない(図 1-1)。この理由として、近年の冠動脈 CT (Coronary Computed Tomography Angiography: CCTA) の進歩を考えられる。Hamonらは、16列CTを使用した CCTA と 64列CT を使用した CCTA とを比較したメタ解析において、冠動脈狭窄病変の検出に対する感度(sensitivity)は95%から97%へ、特異度(specificity)は69%から90%へ、陽性反応の率(positive predictive value: PPV)は69%から90%へと増加し、陰性の率(negative predictive value: NPV)は16列CT、64列CTともに92%から96%へと増加している[10]。この検査の重要なところは、責任病変がないことを正しく診断できることである。64列以上のCT装置で施行した CCTA 検査で狭窄所見がないとき、それ以上の追加検査が必要ないことを意味し、このことがCAG回避に繋がっている可能性がある。また、Knowlesらは、救急医療においても CCTA が有用であると述べている[11]。調査が開始された2004年の報告で約2.7万件であった検査数が、

5年後の2009年報告では約10倍の27.3万件となり、さらに5年後の2014年報告では42.2万件となつた。2017年報告では約48.1万件と、2004年報告に比べ17.7倍の増加となっている(図 1-2)。このことは、冠動脈疾患の治療戦略に大きく関わっている。循環器科における血管撮影は、診断や経過観察目的の症例の多くが CCTA に移行され、治療目的の症例に特化する傾向にある。一

図 1-1 CAG と PCI の施行件数推移。図中の橙線は CAG を、青線は PCI の推移を示す。日本循環器学会(2017): 循環器疾患診療実態調査 2016 年報告書検査件数 P11, P14 [8] と 2012 年報告 P6, P8 [9] より、2つのデータを合算し、3.1 心カテーテル運動脈造影の検査件数および 4.1 治療件数データの一部を改変し引用。



一般的に、診断より治療の方が透視時間は長く、撮影回数も多くなるため、患者線量は総じて大きくなる。したがって、治療の割合が増加傾向にある血管撮影に從事する医療従事者の被ばくも、以前に比べて増加していることが予想される。

さえ出ることとなった。放射線障害防止に向けて国あるいは学会レベルで組織的に放射線防護の技術や制度を考えられるようになるまでは時間要した。1921年に英国のX線学会にX線及びラジウム防護委員会が設立され、1928年の国際会議においてICRPの前身である国際X線ラジウム委員会が組織されている。国際X線ラジウム委員会の活動として放射線防護に関する活動が確立された。1958年に初めての勧告ICRP Publication 1が採択されて以降、最新の知見や疫学的情報を盛り込んだ、日本国内の関係法規の基本となる勧告ICRP Publication 60が刊行された[15]。また、医療への放射線利用の中で特にIVR普及の過程で放射線皮膚障害が多発確認されたことから、ICRP Publication 85ではIVRにおける放射線障害の回避の勧告がなされた。そのなかで、最大皮膚線量が3 Gyを超える可能性がある場合や、繰り返される手技で最大皮膚線量が1 Gyを超える可能性がある場合は、その皮膚線量の推定と部位を診療録へ記録すべきであると勧告している[17]。

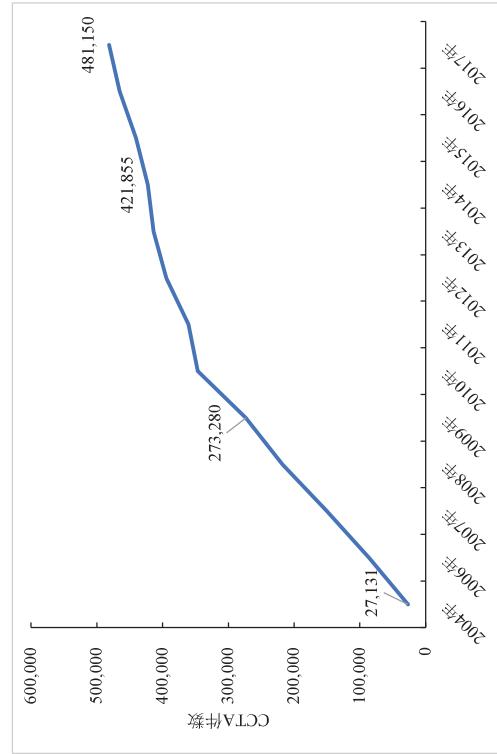


図1-2 CCTA施行件数推移. 日本循環器学会 (2013)P7[9]より、2つのデータを合算し、一部を改変し引用  
検査件数 P12 [8]と2012年報告 (2013)P7[9]より、2つのデータを合算し、一部を改変し引用

### 1-1-3. 国際放射線防護委員会による勧告と国内外の状況

1895年にレントゲンによってX線が発見された。その後もなく、急性皮膚炎、脱毛、造血器の損傷などの放射線障害（身体的影響）が報告されるようになつた。Danielは、健常ボランティアの頭部X線写真を撮影したところ、撮影の21日後に脱毛したと報告している[12]。主に研究者の職業被ばくとして経験され、その後、医療に用いられるようになつたことで医師や技術者にも及ぶようになった。1896年Rollinsは、歯科用のX線透視装置と口腔内カセットを発明し診療に用いた。しかし、このときのX線管はむき出しの状態で、撮影時X線管に手を添えて保持することで手に重度の皮膚障害を負つてゐる。Rollinsは、X線を使用する医療従事者に対するX線防護メガネを使用することや、X線管の照射口以外を鉛による囲い込む（ハウジング）必要性、開心領域のみの照射とそれ以外の遮蔽について提言している。1964年、Rollinsの一連の研究成果はKathrenがX-ray Protection Pioneerとして報告している[13]。放射線防護に関するRollinsの画期的な提言は、120年後の現在においても有効なものばかりである。しかし、残念なことにこの報告は当時認知されることではなく、この後も多くの医師や放射線技術などが無防備な状態で作業に従事したことから、特に手などに重篤の皮膚損傷を負う者や[14]、致死的な障害を負う者

限度のタイプ	計画被ばく状況において勧告された線量限度の値
職業被ばく	定められた5年間の平均として 1年に1 mSv
実効線量	年間 20 mSv
以下の組織における年等価線量	
眼の水晶体	150 mSv
皮膚	500 mSv
手足	500 mSv
—	—

ICRP, The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 103, Ann. ICRP 37(2-4) (2007) p60. [16]より表6を一部改変して引用  
現在、2007年の勧告ICRP Publication 103が放射線作業従事者の線量限度取り決めの基本となつております。発がんなどの確率的影響を避けるものとして実効線量限度を定め、20 mSv/年（5年間の平均線量）、最大50 mSv/年を超えないこととされ、妊娠の腹部については妊娠期間中1 mSvまでとされ（表1-1）、また、白内障など確定的影響を避けるものとして等価線量限度を定め、眼の水晶体について150 mSv/年、皮膚について500 mSv/年としている[16]。また、2007年のPublication 103において、診断参考レベル（DRL: Diagnosis Reference Level）の活用が勧告され[17]、その役割について、

自施設の線量が標準に比べて著しく低いか高いかを実際的な方法で入手し評価するとしている。診断参考レベルは、放射線画像診断の臨床的な目的に寄与しない患者への放射線量を回避するのに役立つ、また、標準的な体重の患者グループなどにおいて実際に収集された線量中央値と診断参考レベルとを比較することで、自施設の現状を把握する材料となる。また、国、地域、施設ごとに集計された結果と比較することも可能になる。その他の利用法として、放射線画像の撮影プロトコル作成する際、診断参考レベルを意識し画質を考慮することで、線量過多となることを防止し、診断に影響するような低画質な放射線画像の排除に繋がれる。このように、診断参考レベルを使用するは、一般的な放射線検査において、正当化されない高い値または低い値の頻度を少なくすることとなり、確率的影響のリスク低減に寄与することが可能となる。但し、個々の患者の被ばく管理には適用するものではない。

#### 1・1・4. 日本のDRLの現状について

国内においては、2001年に医療放射線防護連絡協議会より、IVRの普及に伴って増えてきた放射線皮膚障害に対するガイドライン「IVR等に伴う放射線皮膚障害の防止に関するガイドライン」が発行された。2006年には日本循環器学会など開催団体で構成された合同研究班より「循環器診療における放射線被ばくに関するガイドライン」が報告され、2011年に改定されている。これらのガイドラインでは、早期一過性皮膚紅斑を発症する可能性があるしきい線量の目安を2 Gyとし、検査や手技の統行・中止の判断基準にすると述べている[18]。国内ではこれまで様々な団体や学会等が標準的な診断線量を提唱してきたが、各団体が必ずしも連携して実施されたものではないため、広く認められたDRLとは言いきれなかった。そこで、医学会、産業界を経羅するかたちで、日本医学放射線学会、日本医学物理学会、日本画像医療システム工業会など13団体からなる医療被ばく研究情報ネットワーク（Japan Network for Research and Information on Medical Exposures: JRIME）が組織された。そして、2015年6月7日にJRIMEによってDRLs 2015が報告された。このなかでIVRのDRLは、患者照射基準点（patient entrance reference point: PERP）の透過程線量率で規定される、20 mGy/minとなっている[19]。PERPは血管撮影装置の回転中心（isocenter）からX線管側に15 cm離れた場所と定義されており（図1-3）、このPERPにおける空気カーマ（Air Kerma: AK）が患者の入射皮膚線量を想定している。実際、PERPのAKや面積線量（dose area product: DAP）と最大入射皮膚線量（ $D_{skin,max}$ ）が高い相関を示すことは、複数の論文で報告されている[20-23]。

なお、2017年のICRP勧告において線量指標に関する用語の変更がなされた（表1-2）、後方散乱を含まない患者基準点の入射線量を示すAKを $K_{u,i}$ 、面積線量を示すDAPを $P_{K,i}$ と表記することになった[24]。本稿においても、以降こちらの表記を用いることとする。また、2020年7月3日に報告

されたDRL (DRLs 2020) の改訂版では脳、血管内治療（neuro interventional radiology: NIR）の領域における主要な6つの疾患群に対し、術前診断血管撮影、術後診断血管撮影、血管内治療の3つの撮影目的別に、 $K_{u,i}$ と $P_{K,i}$ の値がDRL値として新たに公表された[25]。

表1-2 國際放射線単位測定委員会が示したDRLに利用可能な評価線量

ICRU記号	意味	その他的一般的な記号
$K_{u,i}$	入射線量	IAK
$K_{u,e}$	入射表面線量	ESKA, ESD
$K_{u,r}$	患者基準点の入射線量	CAK
$P_{K,i}$	面積線量	KAP, DAP

ICRP, Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging. Ann ICRP 2017. ICRP Publication 135(46(1)): 1-144, P51.[24]より Table 2.3 の一部を改変して引用  
国際放射線単位測定委員会 (ICRU: International Commission on Radiation Units and Measurements)

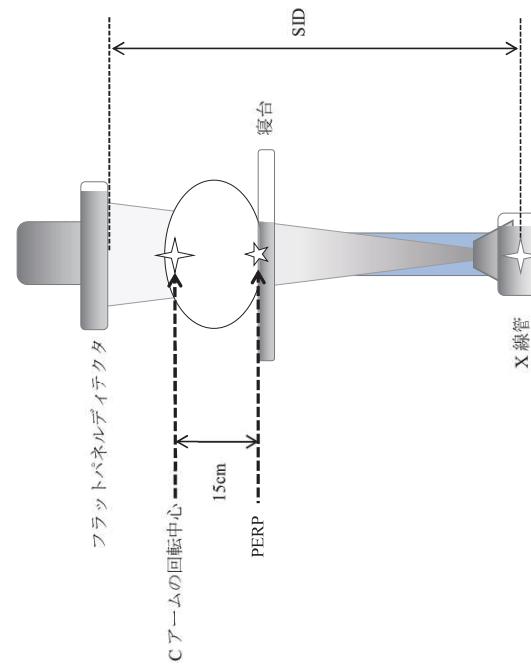


図1-3 患者入射皮膚線量 (PERP: Patient Entrance Reference Point) の空気カーマ ( $K_{u,i}$ )。PERPは、X線ビームに沿って、Cアームの回転中心からX線管側に15 cm近づいた位置となる。一般に、PERPは患者の入射皮膚表面に相当する。PERPの $K_{u,i}$ は、面積線量 ( $P_{K,i}$ ) の値をもとに、PERPの照射面積とX線管焦点-フラッシュパネル検出器間距離 (source to image-receptor distance: SID) に関する情報から直接計算される。 $K_{u,i}$ と $P_{K,i}$ の値は、リアルタイムに利用することが可能。

1-1-5. DICOM-RDSR の普及  
CT (Computed Tomography) やMRI (Magnetic Resonance Imaging)などのデジタル画像診断装置は、それぞれ1970年代、1980年代から医療現場で用いられるようになつた。以来、年々革新的な改善を加えられて今日に至つており、現在の医療においてこれらの画像診断装置は無くてはならないものとなつてゐる。開発当初は、画像保存用サーバーやそれらを結ぶネットワークなどのIT (Information Technology) 技術開発が追いついておらず、デジタル画像を一旦フィルムに印刷して診断を行なつていた。しかし1983年、米国放射線学会 (American College of Radiology: ACR) と北米電子機器工業会 (National Electrical Manufacturers Association: NEMA) が合同で委員会を設立し、医療機器の相互通信規格の開発に着手した。1985年には初版の規格が誕生し、この仕組みは開発元である団体名を冠してACR-NEMA規格 (Version 1) と命名された。この初版規格は、画像診断装置と1対1の接続 (2点間通信) が基本であることに加え、ファイル形式などが装置メーカーごとに異なる仕様であったために異なるメーカーとの相互通信が困難であった。院内に数有る医療機器に対してそれぞれ画像保存用サーバーを置くことなど非現実的で、当然普及しなかつた。そこで、国際基準となる画像規格の開発が望まれるようになり、1988年にACR-NEMA規格 (Version 2) へと改訂された。1993年にはさらに大幅な改良が加えられたため、改訂版としての扱いではなく、新たな規格として病院内医療用画像通信 (digital imaging and communication in medicine: DICOM) という名称に改められた。DICOM規格では、CTやMRIなどの医用画像を装置メーカーの同異に問わらず横断的に接続することをして画像フォーマットや通信方法が規格化され、異なる装置メーカー間の画像や異なる検査種の画像保存および閲覧が可能となつた。また、全ての装置メーカーがDICOM規格に準拠するようになつたことでプラットフォームとして機能するようになり、装置の新たな增设や入れ替えにも速やかに対応できるようになった。具体的には、CT装置やMRI装置など画像診断装置が異なることや、装置メーカーが異なることによっても独自のファイル形式が存在していたものをDICOM規格に準拠したことで、それぞれのデジタル画像を一元管理することが可能となつた。以降、複数の観察者が同時に画像にアクセス出来て、過去画像との比較も容易となるなど、デジタル画像の利点を大いに活用できる環境が整つた。

DICOM規格のデータセットは、付帯情報と画像情報の2つの部分から構成されている (図1-4)。付帯情報には、検査種 (診断装置情報)、患者情報 (患者氏名、性別、年齢など)、画像に関する情報 (画像番号、画像スライス厚、撮影時間など) などが記録され、画像情報には、ピクセル情報を持つデジタル画像が記録される。DICOMには、表1-3に示すようにタグと呼ばれる識別子が配置され、それぞれ16進数4桁で表される。また、この同一グループのタグ情報群をモジュールといふ。このタグ情報によってたくさんの定義を持たせることが可能となり、開発初期には存在しなかつた機能が、その後必要性に応じ、DICOM委員会によつて検討された結果随時追加されており、医療技術の進歩に即座に対応できる拡張性を持つ。

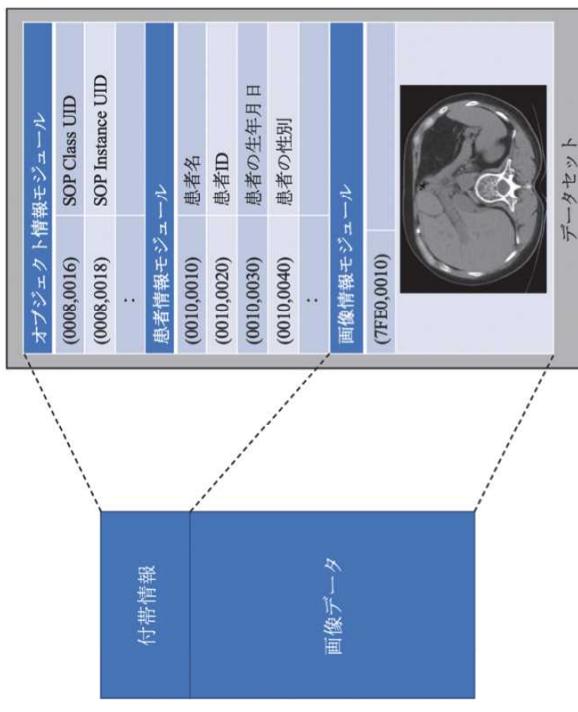


図1-4 DICOM画像のデータ構成

表1-3 患者情報のタグ情報

タグ	グループ	エレメント	内容
(0010,0010)		0010	0010
(0010,0020)		0010	0020
(0010,0030)		0010	0030
(0010,0040)		0010	0040

規格に準拠しており、実質的な世界基準となつてゐる。  
DICOM画像のデータセットは、付帯情報と画像情報の2つの部分から構成されている (図1-4)。  
付帯情報には、検査種 (診断装置情報)、患者情報 (患者氏名、性別、年齢など)、画像に関する情報 (画像番号、画像スライス厚、撮影時間など) などが記録され、画像情報には、ピクセル情報を持つデジタル画像が記録される。DICOMには、表1-3に示すようにタグと呼ばれる識別子が配置されている。タグは、グループ (患者情報や画像情報など) とエレメント (個々の要素) から構成さ

2005年、撮影条件や線量に関する情報を効率的に収集することを目的として、DICOM規格に線量レポート(DICOM radiation dose structured report: DICOM-RDSR)規格が追加された。DICOM-RDSRは、X線装置から送られてくる撮影条件や照射線量など、放射線量の管理を目的としたStructured Reportであるが、CTや血管撮影装置などでは固有の線量情報が発生することから、各装置に見合ったテンプレートが用意され、線量情報はタグで管理された線量情報モジュールに収集される。近年では、このDICOM-RDSRを用いた線量管理が一般的になりつつある。

血管撮影装置においては、全ての透視および撮影に対し、PERPの $K_{\alpha}$ (図1-3)、面積線量(  $P_{\text{XA}}$ ),撮影frame数、透視時間などの情報が自動で記録できるようになつた。2010年、国際電気標準化会議(International Electrotechnical Commission: IEC)がIEC60601-2-43の中で、IVRの実施が可能な血管撮影装置等における線量情報出力を医療機器メーカーに義務付けたことにより[26]、ユーザーが

DICOM-RDSRを利用して、解析することができるようになった。

DICOM-RDSRには、検査開始から終了までのすべての透視および撮影に関する情報が、1回の行為ごとに記録される(表1-4)ため、透視線量と撮影線量の内歴などを詳細に解析することが可能となった。しかしながら、血管撮影装置表示値の線量情報などを有効活用する報告はあるものの細部まで記録されない装置も存在するため、と考えられる。また、装置の大半が記録データの閲覧のみを可能としており、解析可能なデータとして出力できないということも大きな問題であると考える。

現在、DICOM 規格はベーススタンダードとなる22のパートから構成されている。このパートは、デジタル画像のデータ構造や通信方法を規定し、医療機器メーカーや通信機器を開発するメーカーが準拠すべき基本事項が記載されている。また、DICOMは、画像だけではなく画像の処理や表示フォーマットなどの関連情報なども規定されており、各国の多くのメーカーが採用することで実質的な世界基準になつている。また、周辺機器の発展や時代の流れに適応するため必要とされる新しい機能は、ベーススタンダード以外にサブリメントとして定期的に追加されている。

1990年代以降のIVRの普及とともに、患者の放射線皮膚傷害が多数報告されるようになると、2005年には、撮影条件や線量に関する情報を効率的に収集することを目的として、DICOMを利用した線量レポートであるDICOM-RDSRが規格されサブリメントとして追加されている。2010年にはIECにより、血管撮影装置等にも線量情報出力を義務付けられたことが追い風となり、国内においても同様の措置が取られたことから、ユーザーが任意にDICOM-RDSRを利用・解析できる環境が整つた。しかし、現在のところ血管撮影領域において、このDICOM-RDSRを用いた具体

的な放射線被ばく低減策に関する報告は少ない、その理由として、装置メーカー一間にによって透視および撮影の照射情報を細部まで記録される装置がある一方、データのエクスポートや解析機能を持つていない装置も存在することも問題である。DICOM-RDSRに記録される情報は多形であり利用価値は高い、2020年4月1日に医療法の一部改正により、患者の線量管理が義務化されたこともあり、今後は、DICOM-RDSRの有用性が見直されることが期待される。

表1-4 DICOM-RDSSRに記載されるイバメント毎の照射条件

	Frames Acq (f/s)	TIME	DUP	LAO/ RAO	CAUD/ CRAN	Tube Voltage (kV)
1	75	10:11:31	Fluoro_Head_15pps	LAO 0	CRAN 0	62
2	730	10:13:25	Fluoro_Head_15pps	LAO 0	CRAN 0	73
3	14	10:15:08	Rad_Head_DSA[3E:20s]	RAO 90	CRAN 0	68
4	20	10:15:04	Fluoro_Head_15pps	LAO 0	CRAN 0	75
.	.	.	.	.	.	.
.	.	.	.	.	.	.
32	30	10:20:27	Rad_Head_DSA[3E:20s]	LAO 0	CRAN 18	71
33	14	10:20:48	Fluoro_Head_15pps	LAO 0	CRAN 0	75
34	367	10:20:52	Fluoro_Head_15pps	LAO 0	CRAN 0	78
35	162	10:21:35	Fluoro_Head_15pps	LAO 0	CRAN 0	78

	Tube Current (mA)	SID (mm)	DAP (mGym <sup>2</sup> )	AK	Collimated Field (mm <sup>2</sup> )	PulseRate (p/s)	ExpTime (ms)	IrrDuration (sec)
4.0	927	0.003	0.122	0.025	15	750	4.993	
6.3	927	0.109	4.378	0.021	15	7300	48.673	
504.0	1114	0.146	13.550	0.011	NA	249	4.847	
6.6	905	0.002	0.153	0.015	15	200	1.325	
.	.	.	.	.	.	.	.	.
.	.	.	.	.	.	.	.	.
651.0	902	2.072	102.335	0.020	NA	1212	10.174	
8.4	947	0.002	0.109	0.018	15	140	0.924	
7.2	947	0.073	4.017	0.018	15	3670	24.47	
7.2	947	0.032	1.782	0.018	15	1620	10.794	

Note-LAO: left anterior oblique (左前斜位), RAO: right anterior oblique (右前斜位), CAUD: caudal (足側), CRAN: cranial (頭側), SID: source image receptor distance (焦点-検出器間距離), DAP: dose area product ( $P_{Ca}$ ) (面積線量), AK: air Kerma ( $K_{air}$ ) (患者基準点の空気の吸収線量), Exp.time: exposure time (撮影時間), Irr: irradiation (照射時間).

## 第2章 研究の目的

国内のIVR実施数は増加している(表1-1, 表1-2)。脳血管性病変に対するIVR増加の背景としていくつかの要因が考えられるが、その一つに、CTやMRIなど画像診断装置の発展により超急性期脳梗塞に対する診断が迅速かつ容易になったことが挙げられる。診断基準や治療方針などのガイドラインが整備され、発症直後の早期治療による患者の機能回復などの有効性が認知されたことにより、従来では保存的治療の対象であった症例においても脳血管内治療(neuro interventional radiology: NIR)が施行されるようになってきた。

海外における脳卒中の治療方針として、1994年に米国心臓協会(American Heart Association: AHA)は脳血管障害の診療ガイドラインを作成している。また、2000年には英国においても、Royal College of PhysiciansがNational Clinical Guidelines for Strokeを刊行している。

国内においては、2004年に日本脳卒中学会によって脳卒中治療ガイドラインが作成され、5年後に脳卒中治療ガイドライン2009へと改訂、さらに6年後、脳卒中治療ガイドライン2015へと改訂された。その中で、超急性期脳梗塞の発症後、組織プラスミノーゲン活性化因子(recombinant tissue plasminogen activator: rt-PA)を用いた血栓溶解療法を開始するまでの時間の延長が示されている。

rt-PA単独使用での閉塞血管の再開通には限界があるが、2010年に国内において初めての機械的血栓回収デバイスが認可され、超急性期脳梗塞に対する血管内治療が増加した。その後、2017年と2019年にそれぞれ脳卒中治療ガイドライン2015年版に補遺が追加されたことにより、超急性期脳梗塞への血管内治療はグレードA(ちょうど強く勧められる)となり、発症後から開始までの時間もさらに延長された。以降、頸部のIVRは増加の一途を辿っている。更に、従来外科手術の対象であった未破裂脳動脈瘤や破裂脳動脈瘤などの疾患においても、NIRの適応症例の範囲が拡大し、施行件数が増加している。一般的に、NIRは診断目的の血管撮影より撮影回数が多く、透視時間も長い、そのため、患者や医療従事者の被ばく線量の増加が懸念されており、正確な被ばく線量を知ることが、組織反応(確定的影響)の発現や確率的影響のリスクを少なくするために必要不可欠である。2020年4月には、医療法の一部改正により患者の線量管理が義務化された。特にIVRは高線量になることもあるため、正確な線量を把握し診察録に記録することが求められているにもかかわらず、実際のところ正確な皮膚線量はわからないことが多い。

本研究では、血管撮影装置に表示される患者の入射皮膚線量を想定した線量値であるTotal  $K_{sat}$ から間接的に推定される  $D_{skin,max,K_{sat}}$  の値を、より直接測定で推定される  $D_{skin,max,RPLCD}$  の値に近づける手法の確立が必要であると考えた。従来、患者線量の推定法として、1つの値に固定した変換係数1( $D_{skin,max,RPLCD}/Total K_{sat}$ )を使用し、装置に表示される線量情報(Total  $K_{sat}$ )に乗じることで推定最大入射皮膚線量( $D_{skin,max,K_{sat}}$ )を算出する間接推定法を用いていた。この方法では、無視で

きない過大評価や過小評価も含むことに気付いていた。この1つの値に固定した変換係数1が誤差の原因になっている可能性を考え、DICOM-RDSRに記録された情報を利用することで、個別の症例に対応し補正した変換係数2を求め、精度良く患者の  $D_{skin,max}$  を推定し、最適化する方法の提案が可能であるという仮説を立てた。そのため、先ず  $D_{skin,max,KP,GD}/Total K_{ar}$  にばらつきを与える要因を解析し、次にこのばらつきを補正する方法を新たに提案し、 $D_{skin,max,Ka}$  を推定することを目指した。

最後にその新たな補正法の有効性を、別途用意された検証データで検証する。この研究により、NIR 患者の  $D_{skin,max,Ka}$  を  $Total K_{ar}$  の値からこれまで以上に精度良く推定することができるようになり、NIR 術中リアルタイムに術者に  $D_{skin,max,Ka}$  を提示することで患者の皮膚障害の回避に役立つと考えている。また、自動的に収集される DICOM-RDSR データの新たな活用法としても期待できる。

### 第3章 開連研究の整理

#### 3-1. 開連研究

##### 3-1-1. IVR 時の皮膚線量

長い透視時間を必要とする神経放射線領域の NIR 手技による傷害として、一時脱毛や永久脱毛が知られているが、皮膚に対する重篤な影響の報告はない[1, 29, 30]。

Huda らは、バイブレイン血管造影装置を用いた左傍眼窓動静脈奇形に対する動脈塞栓術後に、右後頭部に一過性的脱毛を生じた症例を報告している[1]。施術は3日間の間隔を置いて2回に分けて行われ、その際の透視時間は110分、DSA (digital subtraction angiography) 摄影法46回が実施された。Huda らは、この検査記録とともに頭部ファンтомを用いた測定を行い、患者の入射皮膚線量を表面（後前報告）で 6.6 Gy、側面方向で 1.7 Gy と推定し、この結果が約5週間後に患者によって報告された右後頭領域の一時的な脱毛と一致している、と報告している（図3-1）。



図 3-1 ICRP(2000); publication 85; Avoidance of radiation injuries from medical intervention procedures.  
Ann ICRP 30, p17, Fig. 2.2 [7]より引用

##### 3-1-2. DICOM-RDSR を用いて線量管理を実施した研究

線量情報を収集する手段の一つとして、DICOM の標準規格である放射線量構造化レポート RDSR を用いた手法がある。DICOM-RDSR に収集される内容は、管電圧や管電流、照射時間や回数などの撮影条件、X 線焦点から検出器までの距離、照射口の開口面積、照射角度、面積線量や

患者照射基準点線量など、多岐にわたる。透視や撮影イベント毎にこれらのデータが自動的に収集されるため、IVR を受ける患者の医療被ばくの管理に利用することができ[27, 28, 31-34]、複数の施設での患者線量監視を試みた事例も報告されている[28, 35]。

Vano らは、デジタル画像の DICOM ヘッダーに含まれるモダリティ特有の線量情報を抽出し、その施設の中央値と DRL との比較を行っている。特に、Vano らの開発した QCONLINE systems は、複数施設の線量情報の抽出や患者被ばく線量をリアルタイムに評価できる特長を有している。QCONLINE systems は SQL (Structured Query Language) データベースを用いて開発されたシステムである。SQL は、撮影された DICOM ヘッダー情報をから、特定の情報をリアルタイムに検索したり比較したりすることができる。この機能を活用することで、データベースから必要な情報を解析し、高線量に達した症例の原因調査や IVR 後の皮膚損傷に対する患者の臨床フォローアップを決定すること可能となる。そのため、QCONLINE システムは手技を最適化し、患者の線量測定データを管理するための優れたツールと報告されている[31, 35]。

### 3-1-3. IVR における患者の入射皮膚線量評価方法を調査した研究

患者の被ばく線量管理において最も重要なことは、最大線量を受ける皮膚表面の吸収線量を知ることである[7]。また、IVR 術者の被ばく線量を制御するため、手技ごとに皮膚の蓄積線量と照射部位を記録し、それらの解析によって皮膚線量や手技ごとの被ばく傾向を把握すべきである。ICRP は、繰り返される手技によって最大蓄積線量が 1 Gy を超える症例、いかなる手技においても 3 Gy に近づくかまたは超える症例においては、その情報を診療記録に記載すべきであり、さらにはどのような症例では経過観察を行うべきであると述べている。

頭部血管撮影における患者の被ばく線量は、蛍光ガラス線量計 (radio photo luminescence glass dosimeter: RPLGD) や熱ルミネッセンス線量計 (thermos luminescence dosimeter: TLD) などのバッシング線量計を患者の照射部位に直接貼つて実測することで求める[4, 20-22, 36-40]。Hayakawa らは、先行研究に頭部疾患の放射線誘発皮膚傷害の報告はあるものの、ほとんどの場合、その結果に至った皮膚線量について直接測定して評価されたものはないし、入射皮膚線量が測定可能な RPLGD を 60 個頭部全周に配置し、簡便に測定できる測定器 (RPLGD) によって  $D_{skin,max}$  と線量分布の両方が特定できる直接測定システムを開発している。さらにこれを利用し、海綿静脈洞部硬膜動静脈瘻のため繰り返し頭部血管内治療を受ける患者に対し、測定を 2 回行っている。その後、読み取り機関が専用装置によって線量数値を読み取り、線量分布図を描画したカルテ保存用シートを作成し、治療実施病院に返送する[36]。患者の被ばく管理において最も重要なことは、 $D_{skin,max}$  とその対策として X 線の入射方向を変化させたところ、絶対線量や面積線量は前回と大差ないにも

関わらず、 $D_{skin,max}$  は 1 Gy (前回の約 1/4) まで低減でき、前回  $D_{skin,max}$  に達した位置も X 線の入射方向を変化により移動しており、更に、前回脱毛した部位に至っては、2 回目の入射皮膚線量は 0.7 Gy に留まり継続する脱毛は認めなかつたと報告している[4]。

表3-1 海綿静脈洞部硬膜動静脈瘻に対する経静脈的塞栓術の血管撮影パラメータ

パラメータ	1回目の治療	2回目の治療
総検査時間 (分)	220	160
総透視時間(分)	79.1	74.6
総撮影フレーム数	867	1353
総DSA撮影回数	36	51
面積線量 (Gy × cm <sup>2</sup> )	292.2	297.3
X線管視野方向	正面	左前斜位
頭尾側角度	なし	なし
回転角度	なし	左側 48 度

Hayakawa Mikito, Moritake Takashi, Fumikatsu Kataoka, 他 (2010): Direct measurement of patient's entrance skin dose during neurointerventional procedure to avoid further radiation-induced skin injuries [12: 530-536 [4]より Table 1 を転載し引用した。]

患者の  $D_{skin,max}$  推定法にはその他に、面積線量などの装置に付属された線量計の出力値を用いて計算上で求め推定法[23]やモンテカルロシミュレーションを用いた推定法なども報告されている[41-43]。

### 3-1-4. RADIREC®システムを用いた患者皮膚表面線量の測定について

患者皮膚被ばく線量について、RADIREC®システム (以下 RADIREC と記載) によって実測を行った報告がある[4, 20-22, 36-40]。RADIREC は、蛍光ガラス線量計 (図3-2 A) を用いて患者の皮膚表面線量の測定、管理を行うシステムである。使用する蛍光ガラス線量計は、患者の汗や血液による汚れを防ぐために、薄いプラスチックフィルムで包まれている (図3-2 B)。頭部 RADIREC では、64 個の蛍光ガラス線量計を配した専用の装具 (図3-2 C) を患者に被せて IVR 治療を行い (図3-2 D)、治療後、使用した線量計一式を読み取り機関に送る。その後、読み取り機関が専用装置によって線量数値を読み取り、線量分布図を描画したカルテ保存用シートを作成し、治療実施病院に返送する[36]。患者の被ばく管理において最も重要なことは、 $D_{skin,max}$  とその部位を知ることであるが、その両方を得られることが RADIREC の最大の特長である。実際にこの

RADIRECを用いると、高線量領域と患者の一過性脱毛部位が良好に一致することから、2回目以降のIVR治療の際には、1回目の線量分布情報（前回までの積算線量情報）を参照することで、患者の局所への過度な線量集中が避けられる[4]。

一方で、RADIRECは測定から結果の提供までに時間がかかり、リアルタイム性に欠ける。仮に、放射線皮膚障害などの組織反応を引き起こす可能性があるるしい線量を超えたとしても、経過観察が必要な高線量患者への指摘を検査中や検査直後にすることは困難である。しかし、血管撮影装置に表示される線量情報である累積面積線量 ( $P_{\text{AA}}$ ) や患者基準点 ( $K_{\text{AA}}$ ) を利用することで、その欠点を補える可能性がある。MoritakeらやKatoらは、RADIRECによる実測から得られた  $D_{\text{skin,max}}$  と  $P_{\text{AA}}$  より  $K_{\text{AA}}$  との相関関係を調査し、累積DAP、累積AKと共に強い正の相関関係を確認したと報告している[21, 22]。なお、Moritakeらは頭部血管撮影、Katoらは冠動脈撮影において調査している。

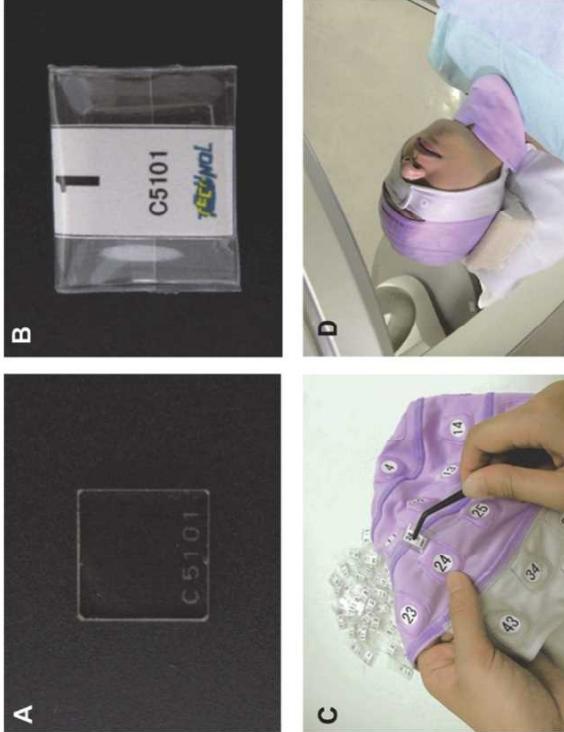


図 3-2 頭部 RADIREC について、Moritake Takashi, Hayakawa Mikito, Matsumaru Yuji, 他 (2011): Precise mapping system of entrance skin dose during endovascular embolization for cerebral aneurysm. Radiation Measurements 46: 2103-2106[21]より Fig.1 を引用した

### 3-1-5. 頭頸部領域IVR時の患者皮膚線量測定について

頭部血管撮影における患者の被ばく線量は、RPLGDやTLDなどの線量計を患者の照射部位に直接貼つて実測を行うことで求め実測法[4, 20, 21, 39, 40]と、面積線量計などの装置に付属された線量計からの出力値を用いて計算上で求め推定法がある[23]。その他に、チンテカルロミニュレーションを用いた推定法も報告されている[41-43]。推定法の場合、最終的に実測値との比較検討がなされたうえでその精度が担保される必要がある。また、この検証は装置毎に行う必要がある。頭部血管撮影の正確な被ばく線量を把握するための第一歩として、まずは実測が欠かせない。しかし、臨床において実測を行って評価している施設は少ない、その理由として、そもそも頭頸部全体を網羅するような実測自体が困難であること、測定方法の標準化がされていないこと、使用する線量計の特性を実験などから事前に得ることなど、煩雑で手間のかかる問題の存在が考えられる。また、照射野内に取り込んで検査の妨げにならないX線透過性の測定器であること、毛髪に影響されることなく頭部皮膚面に装着できること、頭部特有の形状(曲面)に密着させることができることなどの条件を満たす、適切な測定装置やシステムがなかったことが影響していると思われる。盛武らは、前述の条件を満たす、頭部血管撮影に特化した被ばく線量の測定と線量分布を同時に評価できるRADIRECを開発し、報告している。これを用いることで、測定自体は非常に簡便になった[4, 20, 21, 39, 40]。

### 3-1-6. RADIRECを用いた患者皮膚線量測定について

RADIREC(図 3-2)の測定では、測定器として RPLGD が用いられている(図 3-10)。その特長は、素子間のばらつきが少なく、X 線透過性において検査の支障にならないこと、フェーディング(放射線照射によって素子に蓄えられた線量情報が、時間の経過、温度、湿度などの保存条件によって消失していく現象)が極めて少ないとなどが挙げられる。このことは、測定から解析までの時間に余裕ができ、自施設に解説装置がなくとも支援施設に線量のみを郵送する方法で計算ができるため、多施設での共同研究を実施するうえで大変都合が良い[36]。多施設共同研究を実施することで、施設間の線量を比較し、自施設の実態や傾向を評価することが可能となる。また、RADIREC では症例毎の測定が可能である、そのため個々の実測データと被ばく線量に連する装置出力値との相関関係を調べることで、患者被ばくにおける疾患毎の特徴や傾向が検討できる。一定数の解析を行えば、装置出力値を利用した被ばく線量管理の指標につながる可能性もある[20, 21, 37, 39, 40]。

血管撮影装置で用いられるX線は、X線管に高電圧を印加した状態で、陰極のフィラメントから放出された電子を陽極のターゲット(タンクステンなど高原子番号の金属)に衝突させた物理的

反応によって放出されたものである(図3-3)。一般的に、管電圧が高いほど発生するX線エネルギーは高くなり、管電流が大きいほど発生する放射線量が多くなる(図3-4)。このX線エネルギーの大きさに関する管電圧の単位には、 $kV_p$ (キロボルト)または、 $kV_{p}$ (キロボルトピーク)が用いられる。この管電圧は、あくまでX線発生器の設定値に過ぎない、実際にX線管から発生させた人工のX線のエネルギー分布は、特定の値を中心とした山型の連続エネルギー分布となっている。この代表値のことを実効エネルギーと呼び、単位にはkeV(キロエレクトロンボルト)を用いる、通常、血管撮影で使用される管電圧は60~90kV程度で、このときの実効エネルギーは約30~60 keV程度である。

ここで留意すべき点は、RPLGDはX線の実効エネルギーに対してエネルギー依存性があり、線量計の読み取り値が常に変化してしまうということである。線量計素子に金属フィルタ(錫フィルタ)を装着すればエネルギー補正されるが、金属を使用することによって透視の障害陰影となり、観察の妨げとなってしまう。金属フィルタを使用しない場合、血管撮影で使用するエネルギー帯は正に値が示されるなど、相対レスポンスが大きく変化する。血管撮影で使用するエネルギー帯は正にこの範囲に該当しており、この間のRPLGDの相対レスポンス変動は一番大きい(図3-5)。また、血管撮影は透視と撮影が用いられ、使用する実効エネルギーが異なることから、それぞれの正確な実効エネルギー算定と、透視および撮影の線量に占める割合を加味した装置固有のエネルギー校正定数を求めておく必要がある。筆者の修士論文では、頭部血管撮影における螢光ガラス線量計のエネルギー校正定数算出方法を確立した。また、装置より出力される線量指標のひとつである $K_{air}$ を用い、血管撮影を受ける患者の $D_{skinmax}$ をリアルタイムに推定することが可能となった。しかし、症例毎の誤差を確認すると高線量域で大きな傾向を発見し、これを補正するための方法の開発が必要であった。

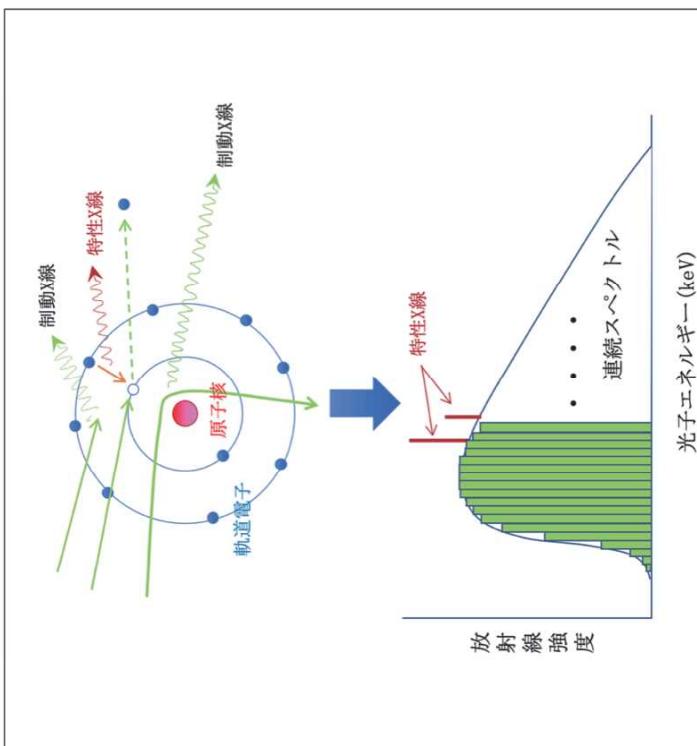


図3-3 連続X線と実効エネルギー、X線管のフィラメント、X線管の電子(陽極)から放出された電子は、ターゲット(陰極)に衝突し、相互作用の過程で、異なるエネルギーの特性X線や制動X線を放出する。このエネルギーは連続したスペクトルで表され、代表値が実効エネルギーとして表現される。

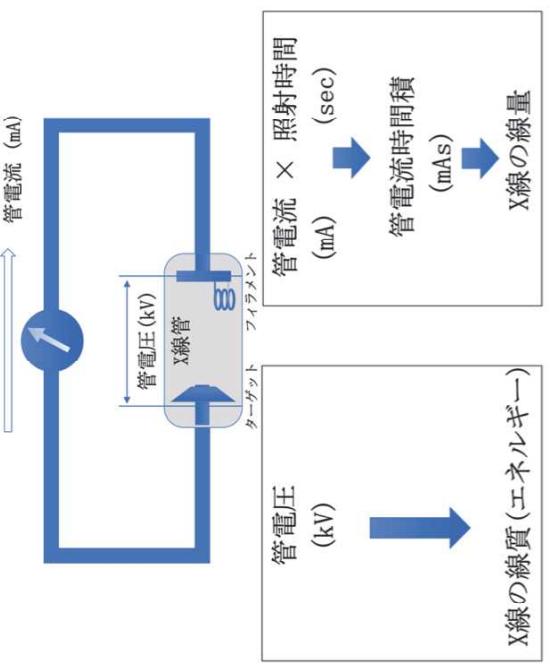


図3-4 X線の線量と線量の関係、X線管のフィラメント、X線管の電子(陰極)から放出された電子は、ターゲット(陽極)に衝突し、相互作用の過程で、異なるエネルギーの特性X線や制動X線を放出する。X線の線量は管電圧(kV)に依存し、相互作用の過程でX線を放出する。X線の線量は管電圧(kV)に依存する。量は管電流と照射時間の積に依存する。

場合は 1 Gy) と予想される場合、入射皮膚線量 (ESD) とその位置を記録するよう勧告している

- [7]. 2010 年の NCRP レポート 168 では、透視ガイド下治療 (FGI) の線量管理を規定し、実質的な放射線量レベル (SRDL: substantial radiation dose level) が導入された。放射線皮膚傷害回避のための SRDL の推奨値は、 $D_{skin, max}$  において 3 Gy とされた。SRDL によって管理することは理想的ではあるものの、通常、 $D_{skin, max}$  の測定は日常業務で行われないため、真の値は分かっていない。施設は多い、そこで装置に表示され、利用し易い線量情報を用いることが提案されている。具体的には、累積空気カーマ (累積  $K_{air}$ ) が 5 Gy、また、累積面積線量 (累積  $P_{Kd}$ ) が 500 Gyen<sup>2</sup> という値が提案されている。血管撮影においては、X 線入射方向が常に変更されるため、照射部位もその都度移動することから、特定の部位の累積線量と累積  $K_{air}$  は異なり、基本的に表示値は過大評価となっている。そのため、医療従事者間で線量情報を共有する際も、どの値かをよく理解して取り扱う必要がある。NCRP レポートで使用されている SRDL は、Society of Interventional Radiology (SIR) および Cardiovascular and Interventional Radiology Society of Europe (CIRSE) によっても推奨されており、放射線皮膚障害回避を目的としている。これに対し American College of Radiology (ACR) は、より保守的な値を採用し、 $K_{air}$  の SRDL として 3 Gy を推奨している。

以上のような経緯から、IVR を受ける患者の正確な入射皮膚線量と部位の把握が必要となつた。また、放射線皮膚傷害のしきい線量に達する前にその情報を共有するため、リアルタイム性も重要な要素となつた。しかし実際のところ、IVR を受けた患者の正確な  $D_{skin, max}$  は分かならないことが多い、何らかの方法で線量測定を行う必要に迫られている。

### 3・1・7 放射線皮膚傷害に関する D<sub>skin, max</sub> 測定の意義

1895 年、Röntgen によって X 線が発見されると、直ちに医療にも利用されるようになった。放射線の人体への影響は、早くも 1896 年に Daniel によって報告されている[12]。その後、研究者や医療従事者の放射線傷害の発生報告により危険性が認知され、放射線防護対策が構築され、放射線傷害に関する報告は減少していく。しかし 1990 年以降、放射線皮膚傷害が再び報告されるようになつた。これらの報告は、IVR の導入と普及に一致していた[44]。そのため、米国では、アメリカ食品医薬品局 (FDA: Food and Drug Administration) が 1994 年に「公衆衛生勧告」を発行し、放射線障害の警告と放射線皮膚障害を減らすために取るべき行動を提案している。2007 年には米国放射線防護審議会 (NCRP: National Council on Radiation Protection and Measurements) により IVR に関する放射線リスクを検討する委員会が結成されている。一方、欧洲においては、1997 年に欧洲委員会による Euratom 97/43 指令により、線量評価の実施が義務化されている[45]。また、2000 年に ICRP は、IVR を受ける患者の放射線皮膚傷害回避のため、最大累積線量が 3 Gy (繰り返しの

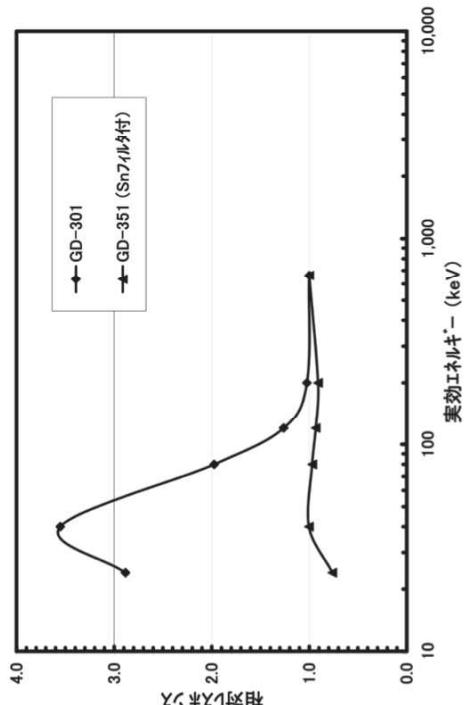


図3-5 優光ガラス線量計の実効エネルギー (keV) と相対レスポンスの関係。◆はエネルギー補償フィルタ (Sn74LVC4T付) を使用しないときの相対レスポンスを表し、▲は使用したときのエネルギー補償フィルタを使用しないときに蛍光ガラス線量計の応答特性が最も大きく変動するため、読み取り直し値を正しいための係数を乗じる必要がある。  
出典：千代田ケンソル 萤光ガラス線量計 小型電子システム  
Available from URL: <http://isotope.c-technol.co.jp/pdf/DoseAec1407ATG.pdf> (2020年10月24日確認)

- 3・1・8 直接法による D<sub>skin, max</sub> の評価
- 線量測定には、被写体となる人体や人体模擬ファンтомに直接線量計を貼り付けて測定を行なう直接法や、撮影条件や幾何学的な位置情報を線量レポートなどから推定したりする間接法がある。また、放射線皮膚傷害のしきい線量には、熱ルミネッセンス線量計 (TLD: thermoluminescence dosimeter) や RPLGD、ガスクロミックフィルム、金属酸化膜半導体電界効果トランジスタ (MOSFET: Metal-Oxide-Semiconductor Field Effect Transistor) などがあり、それぞれの特徴をよく理解したうえで使用する必要がある（表3-2）。

表3-2 各種線量計の特徴

	TLD	RPLGD	Film	MOSFET
リアルタイム性	×	×	×	○
D <sub>skin,max</sub> の特定	多数配置で○	多数配置で○	○	△
D <sub>skin,max</sub> 位置の特定	多数配置で○	多数配置で○	○	×

Note-○: 最適, △: 状況によっては最適, ×: 不適

TLDは、専用の装具に装填して皮膚面に密着するように着用することで、入射皮膚線量を直接測定できる。さらに、測定部位に多数配置することで、D<sub>skin,max</sub> や線量分布も確認することができる[46-50]。

RPLGDについても、同様の報告が多数されている[4, 20, 21, 37-40, 51]。また、TLDはフェーディング(測定後、素子に蓄えられた線量情報は時間経過とともに消失していく現象のこと)を言い、具体的には、測定後読み取りまでに時間がかかった場合、線量が減少する方向に変化するため過大評価してしまう傾向がある)の問題があるが、一方の RPLGD はフェーディングが極めて少ないとから安定したデータ提供が可能となる。しかし、どちらの線量計も検査終了後に線量の読み取り処理を行ふ必要があり、データ提供までに数時間以上を要することから、リアルタイム性に劣る。ガフロミックフィルムによる測定において D<sub>skin,max</sub> やその部位の特定は容易となる[48, 50, 52-57]が、頭部などの曲面に密着した配置はフィルムの形状上困難であるうえ、フィルムの後処理に時間を要するためにリアルタイム性にも劣る。その点、MOSFET はリアルタイムに線量情報を提供することができる[41, 58-61]。しかし、同時に測定できるセンサの数が少なく、予め最大線量になる部位を予測してセンサを配置する必要があることから、位置決めの難しさが問題となる。また、センサやコードが透視下で写り込むことから、画像との干渉が問題となる。

最近、Inabaらが開発したプラスチックセンサや無線システムを使用することにより、画像との干渉問題については改善している[62]が、測定ポイントが限られる点は從来と変わらないため、その用途は制限される。なお、いずれの線量計においても、エネルギー依存性や方向依存性などは事前に評価しておく必要がある。

### 3-1-9. 間接法による D<sub>skin,max</sub> の評価

日常診療の場で線量計を用いて毎回実測することは、煩雑であり現実的ではない。また、線量計などの測定機材は高価であり、どの施設でも使用環境が整っているわけではない。そのため、多くの施設で利用可能で、且つ信頼できる間接推定法を確立しておくことが重要となる。

間接法は、直接法で得た線量をもとに、装置に表示される線量情報を補正することで推定する方法や[21, 22, 43, 63]、線量レポートに記録された情報を利用し、モントカルロシミュレーションなどを用いて推定する方法が報告されている。最近では、D<sub>skin,max</sub> や線量マップを自動計算するソフトウェアの開発も盛んに行われており[42, 43, 64, 65]、装置メーカーによって作り込まれたアプリケーションが既に実装され、リアルタイムに線量マップを描画する機能を有する装置も市場に投入されている[66]。これらの推定に用いられるデータの根拠となる撮影条件や X 線入射方向の幾何学的位置情報などの多くは DICOM-RDSR に記録されており、この情報を取集して利用する技術も開発されている[34, 42, 43, 56, 57, 63]。

### 3-1-10. D<sub>skin,max</sub> の評価に向けた今後の課題

IVRにおいて放射線皮膚傷害などの組織反応を回避するために最も重要なことは、D<sub>skin,max</sub> とその部位をリアルタイムに把握することである。海外では、2010 年の IEC による装置への DICOM-RDSR 實接養護化や、欧州や米国における管理線量の規定、さらには、ICRP の放射線皮膚傷害回避のための勧告がなされている。国内でも、2020 年 7 月に DRLs 2020 が報告され、IVR の DRL として疾患別の K<sub>ur</sub> や P<sub>kr</sub> が定められた。これは、IVR による被ばくには疾患ごとにそれぞれ特徴的な傾向があり、その線量管理が一律の DRL では困難なことを表している。このように、国内外において SRDL などの具体的な管理線量や DRL の活用が求められていること、DICOM-RDSR 情報の保存が義務化され、その活用が一般になりつつあることから、将来的には、IVR における D<sub>skin,max</sub> を自動計算し、その部位をリアルタイムに可視化する機能を有する装置が一般的になると考えられる。但し、推定値の精度を担保するためには、実測値との相関関係を確認するべきであり、装置導入時の実測はもちろん、定期的な実測も必要となる。

### 3-1-11. 調査結果のまとめ

IVR の皮膚線量を調査した研究では、しきい線量を超えるような照射によって脱毛などの組織反応が発生した報告が多数存在した。外科手術に比べ侵襲性が低いとはいっても、IVR による皮膚線量やその線量分布を知ることが重要となる。

IVR 時の患者皮膚線量に関する人体への影響やその測定方法について調査した研究を調べた結果、各種線量計を用いた D<sub>skin,max</sub> の推定や DICOM ヘッダー情報を用いた被ばく管理を行っている報告が多數見られ、これらにいくつかの問題があることが明らかになつた。パッシュ線量システムである RADIREC の最大の欠点は、強光ガラス線量計の読み出しに時間と労力がかかるため、

NIR 手技中にリアルタイムで  $D_{skin,max}$  を知ることができず、的確なタイミングで患者の皮膚障害の回避措置を取ることができないことである。また、DICOM ヘッダー情報のみでは、患者に照射された総線量の管理は行えるが、局所的に高い  $D_{skin,max}$  の把握を行うことは難しいことが明らかになった。しかし、血管撮影装置表示値の線量情報から取得できる累積面積線量 ( $P_{kA}$ ) や患者基準点の累積空気カーマ ( $K_{a,i}$ ) と RADIREC から得られた  $D_{skin,max}$  の相関関係を評価した手法が報告[20, 21, 37, 39, 40]されており、これらを利用することで RADIREC のリアルタイム性に劣るという欠点を克服できる可能性がある。このときの相関関係を利用した  $P_{kA}$  や  $K_{a,i}$  から真の線量値に換算する変換係数の求め方が、患者の  $D_{skin,max}$  の推定を行う上で重要な、先行研究における変換係数 1 は、[一定数 (50 症例程度) の RADIREC の実測で得た線量] ÷ [ $P_{kA}$  (または  $K_{a,i}$ )] で算出され、それら 50 症例程度の平均値を変換係数 1 として定め、症例毎の累積  $P_{kA}$  (または  $K_{a,i}$ ) に乘じることで推定線量を導いている。血管撮影では、X 線管の照射角度を変えながら透視で観察したのち撮影を行う。仮に全て同じ方向から透視撮影を行えば、校正定数は 1.0 となるが、実際には多方向から透視撮影を行うため、変換係数 < 1 となる。また、症例毎にも観察方向は変化するため、校正定数を一つの固定値にすることには限界がある。線量推定精度に影響する可能性が考えられるうえ、実際に極端な過大評価や過小評価が認められるといった問題もある。

本研究において、解析データを 50 症例収集した。相関係数の絶対値と解釈については表 3-3 に示す。解析に必要なサンプルサイズ (n 数) は、統計ソフト R を用いて計算した (表 3-4)。

相関係数  $R$  が、かなり相関関係がある 0.4 以上の範囲に入つて知る場合の必要な  $n$  数は、46.73 となり、50 症例の標本数で問題がないことを確認した。また、相関係数  $R$  が 0.5 以上の場合、およそ 30 症例のデータセットがあれば解析は可能となることが確認された。

表 3-4 統計ソフト R より算出した相関係数とサンプル数

	n	R	alpha	power
	46.73	0.40	0.05	0.80
	29.01	0.50	0.05	0.80
	19.34	0.60	0.05	0.80
	13.43	0.70	0.05	0.80

Note: n: 標本数、R: 相関係数、alpha: 95%信頼水準、power: 檢出率

以上のことから、透視や撮影などの手技に依存しない被ばく管理法が必要と考えた。本研究では、50 症例の標本から、先ず、DICOM-RDSR に記載された情報を利用して RPLDG の校正定数を算出し、次に、DICOM-RDSR 情報から抽出した補正因子を用いて、個々の患者の被ばく防護の要となる  $D_{skin,max}$  推定法を開発したことが先行研究ではない新規性であり、独自性の高い研究であると言える。

### 3・2・1. 研究に係る基礎的事項

#### 3・2・1・1. 防護の基本原則

ICRP は、1977 年勧告 (Publication 26)において放射線防護の基本的な考え方として、行為の正当化 (The justification of practice), 防護の最適化 (The optimization of protection), 個人の線量限度 (The dose limits for individuals) を示している[67]。

#### 3・2・2. 正當化

放射線被ばくが生じる行為において、放射線損害の予測される結果を勘案し意思決定の過程に明確に含め、利用できる代替案も全て考慮することで、選択された行為が害よりも便益を大きくすることを正当化といふ。一つ目の防護基本原則である、なお、正当化は、放射線を扱う行為のみに適用されるのではなく、計画被ばく状況、緊急時被ばく状況、現存被ばく状況にも適応される。

#### 3・2・3. 最適化

正当化された場合、社会的、経済的なバランスも考慮しつつ、合理的に達成可能な限り被ばく線量を低くして放射線が用いられる。この原則を ALARA (As Low As Reasonably Achievable) の

原則という、防護の最適化を行うためには、線量拘束値やDRLが利用される。なお、最適化とは線量を最小化することではない。診断に適した画質は確保しつつ、その中で合理的に低減させるべきものであり、画質が悪い場合は撮影線量を増やすこともあり得る。最適化は二つ目の防護基本原則となる。

#### 3・2・4. 線量限度

線量限度は、三つの防護基本原則である。線量限度は、職業被ばくと公衆被ばくにおいて適応され、患者の医療行為に伴う被ばくについては適応されない、職業被ばくでは、5年間の実効線量の合計は100mSv、特定の1年間に50mSvと定められている。また、一般公衆の被ばくでは年間1mSvと定められている（表3-5）。

表3-5 線量限度と線量拘束値および参考レベルの対比。

限度のタイプ	職業被ばく	公衆被ばく
実効線量	定められた5年間の平均として 年間20mSv	1年につき1mSv
	以下の組織における年等価線量	
眼の水晶体	150mSv	15mSv
皮膚	500mSv	50mSv
手 足	500mSv	—

The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP publication 103, p49, [16]より図3を引用した。

#### 3・2・5. 線量拘束値と参考レベル

線量限度は個人に対して適応される値であり、想定される線源は複数存在する、これに対し、線量拘束値は個人に設定されるのではなく、線源に対して設定される値である（図3-6）。

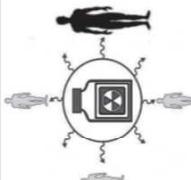
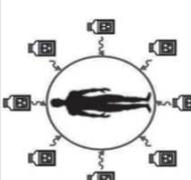
線量限度	拘束値と参考レベル
個々の作業者の職業被ばくからの防護と、代表的個人の公衆被ばくからの防護	
計画被ばく状況における すべての被ばく状況における ある線源からの被ばく	
計画被ばく状況において勧告された線量限度の値 The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP publication 103, p60, [16]より Table 6 を和訳し一部改変し引用した。	

図3-6 計画被ばく状況において勧告された線量限度の値。The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP publication 103, p60, [16]より Table 6 を和訳し一部改変し引用した。

#### 3・2・6. 被ばくのカテゴリー

1990年勧告のPublication 60では、放射線防護の観点から被ばくの種類を医療被ばく、公衆被ばく、職業被ばくの3つに分類している[15]。2007年勧告のPublication 103では、1990年勧告の「行為と介入による防護方法」から「被ばく状況に基づく防護方法」に転換し、3つの状況（計画被ばく状況、緊急時被ばく状況、現存被ばく状況）に応じた放射線防護を行う必要があると勧告している[16]。

#### 3・2・7. 職業被ばく

職業被ばくは、放射線業務従事者がその自らの仕事の結果として被るすべての放射線被ばくと定義されている。線量限度は、業務上すべての放射線源から受けれる被ばくの上限値であり、個人の被ばく線量を制限するために設定される（表3-6）。

#### 3・2・8. 公衆被ばく

公衆被ばくは、職業被ばくと患者の医療被ばく以外の全ての被ばくを含む。妊娠している放射線業務従事者の胚と胎児の被ばくは、職業被ばくではなく公衆被ばくとして規制される。公衆被ばくの線量限度は1mSv/年である（表3-6）。

### 3・2・9 医療被ばく

医療被ばくとは、診断目的の検査や治療の手法によって生じる患者の被ばくをいう。この被ばくは意図的であり、患者の直接的な便益のためのものである。なお、介助者、介護者、研究における志願者の被ばくも医療被ばくの範疇となる。但し、医療従事者が業務上介助に立ち会って被ばくする場合は職業被ばくと解釈される。患者個人に対する線量限度と線量拘束値は存在しない。なぜなら、それらは患者の診断または治療の有効性を減少させるからもしけれず、便益よりもむしろ害になるからである。したがって、医療手法の正当化と防護の最適化、および診断手法については、DRL を用いるよう勧められている（表 3-6）。

表 3-6 防護体系に用いられる線量拘束値と参考レベル。

被ばくのタイプ	職業被ばく	公衆被ばく	医療被ばく	診断参考レベル
計画被ばく	線量限度	線量限度	線量限度	診断参考レベル
緊急時被ばく	線量拘束値	線量拘束値	（線量拘束値）	参考レベル
現存被ばく	参考レベル	参考レベル	参考レベル	参考レベル

The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP publication 103, p55, [16]より表 4 を一部改変し引用した。

### 3・2・10 確率的影響と組織反応（確定的影響）

ICRP は、1977 年勧告（Publication 26）において、防護の対象となる放射線の影響を確率的影響（Stochastic effect）と非確率的影響（non-stochastic effect）（後に確定的影響）に用語が改められ、現在が組織反応に変更された）に明確に分け、放射線防護の目的も非確率的影響はこれを防止し、確率的影響はその確率を容認できると思われるレベルにまで制限することとして明確に区別されておいる。

### 3・2・11 放射線防護の体系

ICRP によって 1990 年に勧告された ICRP Publication 60 は、放射線防護の体系として電離放射線障害防止規則などの国内現行法令にも取り込まれている。2007 年には物理的・生物学的情報に基づく新たな知見を取り入れ、ICRP Publication 103 として公開された。放射線被ばくによる有害な影響は、確率的影響と組織反応（確定的影響）の 2 つのカテゴリーに分類される。

### 3・2・12 確率的影響

ICRP 発足当初は、放射線障害が起こらないように被ばく線量を低減することが目的とされたため、しきい線量以下に線量を抑えることで目的が達成できた。しかし、広島・長崎の原爆被爆者の疫学調査や動物実験の結果から、遺伝的影響や発癌のリスクにしきい線量はないと考えられるようになり、どんなに小さな被ばくでも線量に比例してリスクが存在するとみなされるようになつた。これを直線きい値なしモデル（Linear Non Threshold: LNT）という。実際に 100 mSv 以下の確率的影響は確認されていないものの、どんなに少ない線量でもリスクは存在すると仮定し、防護レベルを確立しなければならない（図 3-7）。そこで、低線量・低線量率での放射線防護が基本となる。

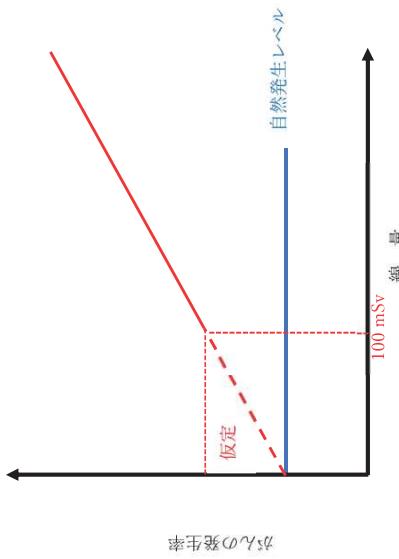


図 3-7 線量と確率的影響の関係。

### 3・2・13 組織反応（確定的影響）

以前は確定的影響と呼ばれていたが、ICRP Publication 103 において組織反応と呼ばれるようになつた。組織反応は通常、臓器と組織に対するしきい線量を超えたときに発生する。主に高線量被ばく後の細胞死や細胞の機能不全による有害な反応を指す[16]。図 3-8 の上図は、様々な感受性を持つ個人の集団において予測される頻度を表し、下図は、感受性が異なる三人の個人において予測される線量と重篤度の関係を表す。組織反応のしきい線量は、それを超えた全ての人組織反応が発生するといふわけではなく、約 1% の出現頻度をもたらす線量と定義されている。

の症状には、紅斑、脱毛、乾性落屑、湿性落屑、水泡形成、純発性潰瘍などがあり、被ばく後約2～6週間かけて発症する。一方で慢性期の症状には、皮膚萎縮や毛細血管の血流障害に起因する難治性の皮膚潰瘍や皮膚壊死などがあり、被ばく後10～32週以上かけて発症する可能性がある（表3-7）。

人体に放射線が照射された際に発生する散乱線の強度や方向は、人体に入射するX線光子のエネルギー、患者の撮影する部位、体型、および照射面積などで変化する。また、入射したX線光子のエネルギーは人体内で吸収や散乱を経て透過するため、透過後のX線の強度は入射X線に比べて著しく低くなっている。したがって、 $D_{skinmax}$ となる部位は入射皮膚面ということになる。さらに、体内で発生する散乱線を前方散乱（X線の入射方向と同じ方向）、側方散乱（入射方向から見て側面方向）、後方散乱（入射方向と反対の方向）に分類したとき、後方散乱の強度が最大となる。即ち、入射皮膚面は、照射された最大強度のX線光子エネルギーと、体内で散乱する後方散乱線の双方の影響を受けることになる。

血管撮影領域で使われる診断用X線（管電圧：60 kV～120 kV）では、皮膚表面におけるX線の吸収が最大となる[16]。血管撮影領域では患者の被ばくを評価する際、組織反応の発生に備えて皮膚面での照射範囲や $D_{skinmax}$ を知ることが大変重要となる[16]。また、増加傾向にあるIVRに対しで適切な放射線防護や被ばく低減を考えるとき、組織反応のしきい線量と皮膚障害の関係に留意する必要がある（表3-7）[68]。

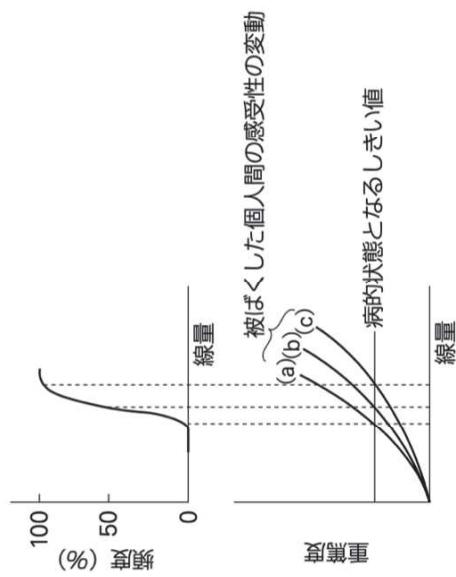


図 3-8 線量と組織反応（確定的影響）の頻度および重篤度との関係。ICRP, The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 103, Ann. ICRP 37(2-4) (2007) pp.217-224, [16]より図 A.3.3 を引用

### 3-2-1-4. 放射線皮膚障害

皮膚は身体の主要器官の一つで、気温や湿度の変化による水分や電解質の消失を制御して体温調節を行うなどの物理的障壁として機能し、知覚機能により物理的伝達と化学的伝達を補助するなどの生命維持に必要な機能を果たすようになっている。

皮膚は表面から順に、表皮、真皮、皮下組織と層構造を形成しており、深部で筋層と接している。さらに表皮は、角層、顆粒層、有棘層、基底層の4層からなっている。皮膚の細胞は最深部の基底層で2分裂し、一方の娘細胞が基底層にどまり、もう一方の娘細胞が表層に向かって移動・分化する。基底層から顆粒層まで約30日かけて到達し、角層に至ると14日後には垢となるて自然に脱落する。

細胞分裂する基底層は放射線感受性が高いのにに対し、分裂をしない他の層は比較的放射線感受性が低い。したがって、放射線被ばくにより基底層が障害を受けても、他の層には影響が少ない、ため皮膚障害の定状は直ぐに出現しない。放射線被ばく後の皮膚障害は、被ばく後数時間から前駆症状として初期紅斑が発生する。これは、炎症性サイトカインなどによる影響で、真皮の浮腫が病態の主体となっている。その後、一旦鎮静化し、潜伏期において急性期の症状が出現する。軽傷の場合には回復に向かうものの、被ばく線量が多い症例では慢性期障害へと進展する。急性期

表 3-7 透視検査において照射された電離放射線に対するヒト皮膚の 1 回しきい線量の近似値

影響	しきい線量の近似値 [Gy]	発症時期
初期の一時的紅斑	2	2~24 時間
主な紅斑反応	6	約 1.5 週
一時的な脱毛	3	約 3 週
永続的な脱毛	7	約 3 週
乾性落屑	14	約 4~6 週
湿性落屑	18	約 4 週
純発生膿瘍形成	24	6 週超
晚発性紅斑	15	8~10 週
虚血性皮膚壞死	18	10 週超
皮膚萎縮（第 1 期）	10	52 週超
毛細血管拡張症	10	52 週超
皮膚壞死（晩期）	>15 ?	52 週超

ICRP, ICRP Statement on Tissue Reactions / Early and Late Effects of Radiation in Normal Tissues and Organs – Threshold Doses for Tissue Reactions in a Radiation Protection Context, Ann. ICRP 41 (1-2) (2012) p. 85., [68]より Table 2.2 を和訳し一部改変し引用

### 3-2-1-5. 研究に使用した線量計の種類と特長

血管撮影において患者被ばくは皮膚線量が最大となる。測定の際に求められる要件は、最大線量の特定、位置の特定、リアルタイム性が求められる。

#### 3-2-1-6. 電離線量計

放射線は物質中を通過するとき物質と相互作用をおこす。この放射線と物質の相互作用を利用して放射線量を測定することが可能となる。空気中に放射線が通過すると放射線が気体原子に対して電離作用を起し、原子が陽イオンと電子に分離する。電離作用とは放射線が物質中の原子核の電子を外に弾き飛ばす作用をいう。

電離線量計 (ionization chamber dosimeter) の原理は、放射線と気体との電離作用を利用し、分離した電子と陽イオンが、それぞれの電極に引き寄せられ電流が流れ、これを電気信号に変換することで放射線量として測定している。

電離線量計は、放射線による空気の電離量を測定原理としているため、照射線量の定義（空気 1 kg につき 1 クーロンの電気量に相当する正または負のイオン群を生じさせる照射線量を 1 C

kg とする）に合った測定法になっており、エネルギー特性も良好で、X 線の測定に適している。電離線量計も X 線の実効エネルギーの変化により応答特性に僅かがら差を生じるが、国家標準とのトレーサビリティで担保された校正を行った状態で使用している。また、空気を使用しているため気温や気圧の影響を受けやすい点は、温度・大気補正を行うことで補償は可能である。以上より、電離線量計は、エネルギー特性が良好で X 線測定に適し、国家標準とのトレーラビリティを行うことで基準線量計として一般的な線量計であるため、本研究においても基準線量計として選択した。

電離線内の空気量は、測定対象のエネルギーによつて選択される。一般的に、放射線治療などの大エネルギー領域における測定には 0.2~0.6 ml, CT や血管撮影などの診断領域における測定では 3.0~6.0 ml, 散乱線などの環境測定では 300 ml が用いられる。一回の照射線量が大きい場合には 3.0~6.0 ml, 散乱線などの大エネルギー領域でも特に損失が大きくなり、実際の線量より過小評価してしまうことになる。一方、照射線量が少ない場合、測定感度を高くするためには電離線体積を大きくする必要がある。また電離線形状にも特徴があり、診断領域では指頭型チエンバー（または円筒型チエンバー）や平行平板型チエンバーが用いられる。これも測定対象にあつた最適なものを選択しなければ、イオン再結合損失やそもそもその形状に起因する後出口スの影響を受け、測定直に誤差を生じる。

本研究では、RPLGD のエネルギー依存性に対する補正のための正確な校正定数の算出が重要となる。したがつて、トレーサビリティの取れた基準線量計（リファレンス線量計）としての電離線量計と RPLGD の同時照射を行い、それぞれの値の感度比から RPLGD の校正定数を求めておく必要があった。線量計のトレーサビリティの目的は、測定の不確かさを評価し校正することではなく、確かさの改善に寄与し、国家標準線量計に連なる切れ目のない校正の連鎖を通して決められた基準へ関連づけることである。電離線量計は、おおよそ医療の放射線量測定に使用する基準線量計としては一般的に使用されているものであり、今回、トレーサビリティの取れた電離線量計と RPLGD は比較校正され、その点で、RPLGD も国家標準に連なっていると考えることができる。次に、頭部血管撮影で RPLGD を用いた得た実測値に前述の校正定数を乗じて得た真の被ばく線量と、そのときの装置の出力値で、DICOM-RDSR にも記録される  $K_{air}$  との比較を行い、この比率をリアルタイム表示される  $K_{air}$  に乘じることで患者の被ばく線量を求めることが可能となる。したがつて、 $K_{air}$  から真の被ばく線量を導くための変換係数 1 を求めておく必要があった。そこで、後方散乱などの要素を極力含まない実験環境を整え、電離線量計と RPLGD の同時照射を行う必要があった。線量計形態によつては、放射線の入射方向の影響を受ける（方向依存性）という特性がある。指頭型チエンバーは全方向で均等な感度を持つが、平行平板型チエンバーには電極方

向に指向性があり、側面からの入射に対する感度が非常に低いという特徴がある。以上のことから、本研究では、方向依存性の少ない指頭型電離管線量計(6.0 ml)をリファレンス線量計として使用することとした(図3-9)。



図3-9 電離管線量計、応用技研 電位計：AE-1322、電離箱：C-110(6.0ml)。

### 3-2-1-7. 萤光ガラス線量計 (RPLGD)

RPLGDは、ラジオオタルミネッセンス (radio photo luminescence: RPL) 現象を利用した放射線測定器である(図3-7)。RPLとは、銀活性リン酸塩ガラス (silver activated phosphate glass) などの素子に放射線を照射したのち、紫外線光(最大強度波長 337.1 nm)により励起するとオレンジ色の蛍光(最大強度波長 606 nm)を発する現象をいう。この蛍光量が放射線量に比例することから、線量計として応用されている。放射線が銀活性リン酸塩ガラスに照射されると、電子および正孔が叩き出され、電子がガラス構造中のAg<sup>+</sup>に捕獲されAg<sup>0</sup>となる。正孔はPO<sub>4</sub>結晶に捕らえられ、時間経過とともにAg<sup>0</sup>に移行し、より安定なAg<sup>+</sup>を形成する。これらのAg<sup>0</sup>、Ag<sup>+</sup>がガラス中の蛍光中心となる。紫外線光をガラス素子に照射すると励起され、電子、正孔が放出されて蛍光を発する。また、放出された電子、正孔は基底状態に戻ることなく、再び螢光中心に戻る。



ここで、eは電子(electron)、hは正孔(hole)。

以上のことは、RPLGDの重要な特性を示している。電子捕獲、正孔捕獲された螢光中心は時間とともに安定性が高くなり、フェーディングがほとんどない。また、励起後に再度螢光中心に戻るため、繰返し読み取りが可能で、再現性も高い。しかし、安定するまでの時間経過が必要なため、放射線照射直後の読み取りでは誤差を生じることに注意する必要がある。なお、フェーディングとは、放射線照射によって形成された潜像が時間がとともに退行する現象のことであり、熱ルミネッセンス線量計(thermos luminescence dosimeter: TLD)のようにフェーディングの影響を受け易い線量計もある。

RPLGDは、超小型素子(GD-302M: φ1.5×12mm)(図3-10)で、X線透視や撮影でも写り込むことがないため、手技中術者の視野の妨げにならない。また、素子間のばらつきも小さく、繰返し読み取りが可能である。これら特徴により、診断や治療分野での被ばく線量測定に適しており、多くの先行研究に使用されている[4,20,21,23,36-40]。自施設においても、院内倫理委員会の承認を得て2015年10月より、RPLGDを用いた頭部血管撮影の患者被ばく線量測定多施設共同研究を開始している。

ここで重要なことは、放射線の実効エネルギーによってRPLGDの相対レスポンスが異なり、エネルギー依存性が存在するという点である。特に、血管撮影領域で用いられる実効エネルギー領域(約20~60 keV)では、相対レスポンスが一番大きく変動する。RPLGDに低エネルギー補償用の錫フィルタを装着することでエネルギー補正是可能となるものの、金属のフィルタは透視や撮影の際に障害陰影となるため、最適とはいえない、また、実効エネルギーはX線管電圧と付加フィルタの材質に依存するため、RPLGDのエネルギー依存性に対する装置固有の校正定数を求めることが必要がある。

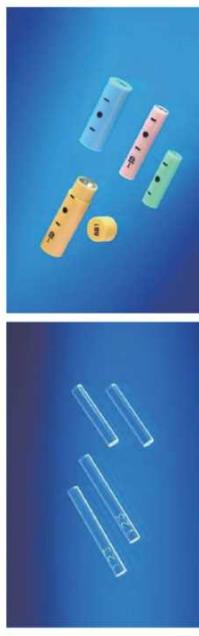


図3-10 RPLGDのガラス素子の外観(左)と素子ホルダーの外観(右)  
出典：千代田テクノル、螢光ガラス線量計・小型素子システム Dose Ace 取扱説明書、表紙  
Available from URL: <http://isotope.e-technol.co.jp/pdf/DoseAce1407ATG.pdf> (2020年10月31日確認)

#### 第4章 方法

##### 4-1. 脳血管撮影患者の $D_{skin,max}$ 推定法の問題点

近年のIVR技術の進歩により長時間の手技を受ける患者の数が増加し、患者の放射線被ばくの增加が大きな懸念事項になっている。実際、NIRは外科手術に比べて患者身体への侵襲が少なく、入院期間も短縮できるなど、患者に対して様々な恩恵をもたらす一方で、脱毛などの組織反応を数多く発生させている[1-6]。

患者の被ばく線量管理で最も重要なのは、IVRの手技中に最大線量を受ける部位の皮膚の  $D_{skin,max}$  を知ることである[7]。とりわけ、治療手技中リアルタイムに  $D_{skin,max}$  を知ることが、患者の皮膚障害の回避に重要であるとされている。リアルタイムに  $D_{skin,max}$  を推定する方法としては、Metal-Oxide-Semiconductor Field-Effect Transistor (MOSFET) dosimeterを用いて眼の水晶体線量の測定を試みた方法[41, 58-61]や、Photoluminescence sensors (non-toxic phosphor)を患者の背面に最大4つ貼り入射皮膚線量を測定する方法が報告されている[69]。両者とも刻々と変化する線量情報を術者に認識させることができることは最大の利点である。しかし、測定可能なセンサの数が限られているため、最大線量となる部位をあらかじめ予測することは難しい、手技中に測定位置の変更も困難なため  $D_{skin,max}$  の推定に用いるのは限定的といえる。近年では、プラスチックシングルレータを用いた無線送信システムの線量計も開発されている。素材が金属でないためX線透視に映り込みず、ケーブルが無いことで利便性も増している。一度に測定できるポイントを増やすことができれば、今後の発展が予想される[70]。また、血管撮影装置(Biplane-DTS)を使用し、人体のシェーマ上に被ばく線量をマッピングする方法[71]は、リアルタイムで可視化できることの意義は大きいものの、装置専用のシステムであるため、利用できる環境が限られてくる。モントカルロシミュレーション用いた  $D_{skin,max}$  推定法は、計算に時間がかかるというデメリットがあったが、Takataらが高い演算機能を有するGPU(Graphics Processing Unit)を用いることで処理時間の短縮を行い、さらに患者のCTデータセットを用いて個々の体格に合わせた線量推定を試みている[42]。Takataらによるこの推定法は、リアルタイム性と個々の患者に対応した推定の意義が大きいものの、現時点では特定の施設でしか使用できない。

RDSRへの記録が義務づけられており[72]、治療手技中に常に血管撮影装置モニタに表示されている。もし事前に  $D_{skin,max,RPLGD}$  と Total  $K_{ar}$ との比から  $D_{skin,max}$  を推定するための変換係数  $(CF_{K_{ar},constant})$  を準備できならば、簡便かつリアルタイムに  $D_{skin,max,K_{ar}}$  を推定することができて便利である。しかしながら、本来は症例によって治療手技中のX線照射角度が大きく変わらなどの理由によりばらつきが大きくなることがある。したがって、 $D_{skin,max,RPLGD}/Total K_{ar}$ を、1つの固定値 ( $CF_{K_{ar},constant}$ ) にまとめて  $D_{skin,max,K_{ar}}$  に変換する手法(推定モデル1)(図4-1b)は、必然的に誤差が大きくなる[20, 21, 37, 39, 40]。そのため、症例毎にDICOM-RDSR情報を利用し、リアルタイムに  $D_{skin,max,RPLGD}$  と Total  $K_{ar}$ との比を用いた関数で  $D_{skin,max}$  を推定するための変換関数2 ( $CF_{K_{ar},function}$ )を与えて  $D_{skin,max,K_{ar}}$  に変換する手法(推定モデル2)(図4-1c)の開発が必要であると考えた。

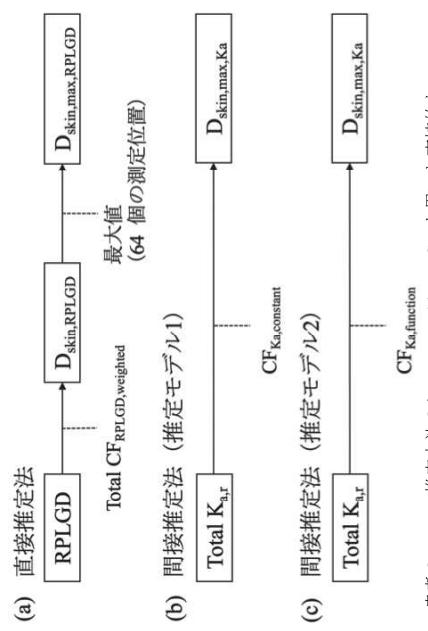


図4-1 NIR患者の  $D_{skin,max}$  推定法のシエーマ。(a) RPLGDを用いた直接的な  $D_{skin,max,RPLGD}$  の推定方法。血管撮影装置指示值である Total  $K_{ar}$ から間接的に  $D_{skin,max,K_{ar}}$  を推定する方法。(b) 定数を変換係数1 ( $CF_{K_{ar},constant}$ )に与えて推定する方法(推定モデル1);(c) 関数により症例ごとに個別の変換係数2 ( $CF_{K_{ar},function}$ )を与えて推定する方法(推定モデル2)。Morita, K., et al (2020). "Optimization of the Maximum Skin Dose Measurement Technique Using Digital Imaging and Communication in Medicine—Radiation Dose Structured Report Data for Patients Undergoing Cerebral Angiography." Diagnostics 11(1): 14. © Scheme 1より転載して引用[73].

##### 4-2. 調査方針

今回の実態調査は、新小文字病院にて実施されたNIRを対象に、DICOM-RDSR情報を活用して Total  $K_{ar}$ の値から精度良く  $D_{skin,max}$  を推定する方法を考案することを基本方針とする。

#### 4・3・調査方法

##### 4・3・1・被ばく線量の測定対象

当院で2015年10月から2016年8月の間に実施された脳血管造影51症例(診断脳血管造影:43症例, NIR:8症例)を基礎データとし, 2016年8月から2017年11月の間に実施された脳血管造影51症例(診断脳血管造影:43症例, NIR:8症例)を検証データとした(表4-1)。

表4-1 被ばく線量測定対象のデータ特徴

	基礎データ	検証データ	P-value*
調査期間	Oct. 2015-Aug. 2016	Aug. 2016-Nov. 2017	
症例数 (NIR)	51(8)	51(8)	
男性	20 (39%)	25 (49%)	
女性	31 (61%)	26 (51%)	
年齢 [y] [range]	57.5 ± 13.8 [30-78]	62.6 ± 14.3 [33-88]	N.S.
BMI [kg・m <sup>-2</sup> ] [range]	22.6 ± 3.1 [16.8-32.4]	23.5 ± 3.8 [16.9-33.4]	N.S.
D <sub>skin,max,RPLGD</sub> [mGy]	553.8 ± 247.8	491.1 ± 422.8	N.S.
Total K <sub>ar</sub> [mGy]	959.1 ± 398.2	853.8 ± 634.5	N.S.
透視 K <sub>ar</sub> [mGy]	120.9 ± 152.5	148. ± 249.3	N.S.
撮影 K <sub>ar</sub> [mGy]	838.2 ± 320.9	705.6 ± 424.7	N.S.
透視時間 [min]	12.0 ± 10.0	13.4 ± 15.0	N.S.
DSA 回数 [times]	12.7 ± 5.4	11.7 ± 9.1	N.S.
フレーム数 [フレーム]	322.6 ± 100.7	300.7 ± 155.8	N.S.

\*すべてのデータは平均士標準偏差として表示。\*Welch's t-test, N.S.: Not significant, NIR: neuro interventional radiology, BMI: Body mass index, D<sub>skin,max,RPLGD</sub>: 患者の頭頸部の表面に配置された64個のRPLGD(RADIREC)を使用して得られた局所領域への最大吸収線量, K<sub>ar</sub>: 患者基準量, Total K<sub>ar</sub> = 透視 K<sub>ar</sub> + 撮影 K<sub>ar</sub>

撮影フレームレートは3 frames/secで行った。また、透視では1.5 mm Al + 0.6 mm Cu、撮影では1.0 mm Alのフィルタが自動で選択され、付加された。

4・3・2・被ばく線量の線量測定  
患者の頭部から頸部にかけて RPLGD で測定した(入射)皮膚線量 (D<sub>skin,RPLGD</sub>) の測定には RADIREC を用いた。このシステムは、専用の帽子にバッジ線量計である RPLGD(GD-302M) を 64 個配置しており、頭部の全周をくまなくカバーすることで、線量分布と測定点中の最大値である D<sub>skin,max,RPLGD</sub> を得ることができる[4, 20, 21, 39, 40]。

4・3・3・RPLGD の X 線エネルギー校正  
血管撮影装置の X 線管電圧を、透視と撮影の実用領域である 60 kVp から 120 kVp まで 10 kVp 間隔で設定し、それぞれの実効エネルギーをアルミニウム半価層法で測定した[74]。また、フリーエア条件下で、電離管線量計 (AE-1322 exposure ratemeter, Applied Engineering Inc, Kiyose, 東京、日本) と RPLGD (GD-302M) に前記と同じ管電圧の X 線を同時照射した。このときの電離管線量計の値を RPLGD (GD-302M) の読み値で除し、それぞれの実効エネルギーにおける RPLGD エネルギー校正定数 (CF<sub>RPLGD</sub>) を求め、CF<sub>RPLGD</sub>(y) を X 線実効エネルギー-[keV](x) の 2 次式(式(1))でフィットした(図4-2)。

$$y = 0.0002x^2 - 0.0147x + 0.5270 \quad (1)$$

#### 4・3・2・使用機器

FPD を搭載した Single plane 型の血管撮影装置 (BRANSIST Safire VCO slender, 鳥津製作所, 京都、日本) を用いた。正面方向は 7.5 inch サイズ、側面方向は 9 inch サイズで、X 線透視と DSA 撮影を行った。管電圧と管電流は自動露出機構により調整され、透視ペルスレートは 15 pulses/sec,

ただし、RPLGD readout value は 660 keV の  $^{137}\text{Cs}$  γ-ray による空気吸収線量で校正されており、  
 $D_{\text{skin,RPLGD}}$  はバックスキャッターを含む皮膚表面での空気吸収線量 [Gy] である。なお、RADIREC  
 を使用している間、64箇所の線量モニタリングポイントにおけるすべての  $D_{\text{skin,RPLGD}}$  の最大値が;  
 $D_{\text{skin,max,RPLGD}}$  であると仮定した。

4・3・6. 間接推定法: 任意の定数で変換係数 1 ( $CF_{K_a,\text{constant}}$ ) を与えて Total  $K_{a,r}$  から  $D_{\text{skin,max}}$  を推定する方法(推定モデル 1)

基礎データ 51症例における  $D_{\text{skin,max,RPLGD}}$  と Total  $K_{a,r}$  の比 ( $D_{\text{skin,max,RPLGD}}/\text{Total } K_{a,r}$ ) の平均値  
 を  $CF_{K_a,\text{constant}}$  と定め、式(3)に従って  $D_{\text{skin,max},K_a}$  を推定した(図 4-1b)。

$$D_{\text{skin,max},K_a} = CF_{K_a,\text{constant}} \times \text{Total } K_{a,r} \quad (3)$$

4・3・7. 間接推定法: 任意の関数で変換係数 2 ( $CF_{K_a,\text{function}}$ ) を与えて Total  $K_{a,r}$  から  $D_{\text{skin,max}}$  を推定する方法(推定モデル 2)

基礎データ 51症例の DICOM-RDSR 記載情報のうち、Total  $K_{a,r}$ 、Fluoro.  $K_{a,r}$ 、Expo.  $K_{a,r}$ 、透視時間、DSA 撮影回数、フレームレート、さらにはその組み合わせである Fluoro.  $K_{a,r}/\text{Total } K_{a,r}$  ratio について、それぞれ  $D_{\text{skin,max,RPLGD}}/\text{Total } K_{a,r}$  との相関を解析した。その結果を踏まえて、 $D_{\text{skin,max},K_a}$  推定値と  $D_{\text{skin,max,RPLGD}}$  との誤差を最も小さくできる任意の関数  $CF_{K_a,\text{function}}$  を用いて、症例ごとに式(4)に従って  $D_{\text{skin,max},K_a}$  を推定した(図 4-1c)。

$$D_{\text{skin,max},K_a} = CF_{K_a,\text{function}} \times \text{Total } K_{a,r} \quad (4)$$

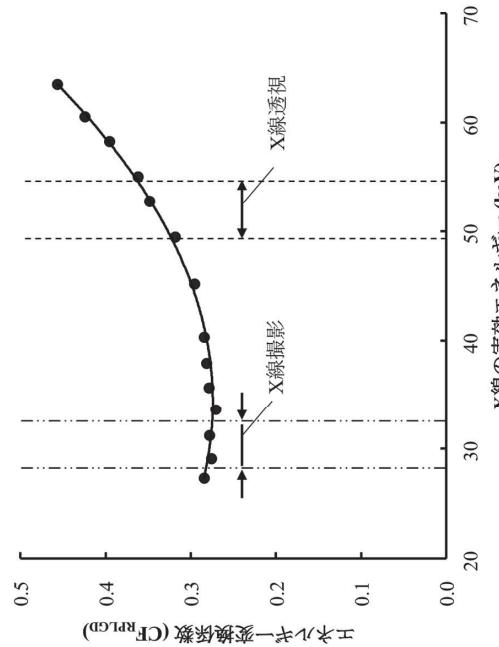


図 4-2 X 線の実効エネルギーと RPLGD エネルギー校正定数 ( $CF_{\text{RPLGD}}$ ) との関係。  
 $CF_{\text{RPLGD}}(y)$  は X 線実効エネルギー (x) の 2 次式  $y = 0.0002x^2 - 0.0147x + 0.5270$  ( $R = 0.999$ ) で表  
 いた(実線)。Morita, K., et al. (2020). "Optimization of the Maximum Skin Dose Measurement  
 Technique Using Digital Imaging and Communication in Medicine—Radiation Dose Structured Report Data  
 for Patients Undergoing Cerebral Angiography," Diagnostics 11(1). 14. © Figure 1 より引用[73].

4・3・5. 直接推定方法: RPLGD を用いて  $D_{\text{skin,max,RPLGD}}$  を推定する方法

実際の脳血管造影では、その目的や手技、撮影部位、患者の体格、X 線の入射方向などが変化するたび、自動露出機構により透視画像の輝度を一定に保つよう管電圧は絶えず変化するので、  
 X 線実効エネルギーも絶えず変化する。そこでまず、症例毎に DICOM-RDSR から得た透視と撮影の代表実効エネルギー値を用いて、基礎データ 51 症例の  $CF_{\text{RPLGD}}$  を式(1)からそれぞれ求めた。次に、各  $CF_{\text{RPLGD}}$  を透視  $K_{a,r}$  と撮影  $K_{a,r}$  で加重平均した校正定数 ( $CF_{\text{RPLGD,weighted}}$ ) を求め、全 51 症例での  $CF_{\text{RPLGD,weighted}}$  平均値を全 RPLGD エネルギー校正定数 (Total  $CF_{\text{RPLGD,weighted}}$ ) として定めた。最後に、以下の式(2)に従い、RPLGD 読み取り値 (RPLGD readout value) を  $D_{\text{skin,RPLGD}}$  に変換した(図 4-1a)。

$$D_{\text{skin,RPLGD}} = \text{Total } CF_{\text{RPLGD,weighted}} \times \text{RPLGD readout value} \quad (2)$$

求め、2つの推定モデルの適合性を比較検証した。